



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

**SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
UNIDAD ZACATENCO**

**DISEÑO MECÁNICO Y EVALUACIÓN NUMÉRICA DE
UNA NUEVA PROPUESTA DE VÁLVULA CARDIACA**

**TESIS
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS
CON ESPECIALIDAD EN INGENIERA MECÁNICA
PRESENTA:**

Ing. Gaspar Sebastian Sanchez Morales

**Dirigida por:
Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa
Dra. Beatriz Romero Ángeles**



Unidad Zacatenco

CDMX, DICIEMBRE 2022



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

SIP-14
REP 2017

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de siendo las horas del día del mes de del se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Posgrado de: para examinar la tesis titulada:

del (la) alumno (a):

Apellido Paterno:	SANCHEZ	Apellido Materno:	MORALES	Nombre (s):	GASPAR SEBASTIAN
-------------------	---------	-------------------	---------	-------------	------------------

Número de registro:

Aspirante del Programa Académico de Posgrado:

Una vez que se realizó un análisis de similitud de texto, utilizando el software antiplagio, se encontró que el trabajo de tesis tiene 7 % de similitud. **Se adjunta reporte de software utilizado.**

Después que esta Comisión revisó exhaustivamente el contenido, estructura, intención y ubicación de los textos de la tesis identificados como coincidentes con otros documentos, concluyó que en el presente trabajo SI NO SE CONSTITUYE UN POSIBLE PLAGIO.

JUSTIFICACIÓN DE LA CONCLUSIÓN: El resultado del análisis de Turnitin mostro 7% de similitud de coincidencia. Estas coincidencias son palabras utilizadas comúnmente en publicaciones con temas similares. El trabajo de tesis cumple con el Artículo 33 del Reglamento de Estudios de Posgrado.

****Es responsabilidad del alumno como autor de la tesis la verificación antiplagio.**

Finalmente, y posterior a la lectura, revisión individual, así como el análisis e intercambio de opiniones, los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR** **SUSPENDER** **NO APROBAR** la tesis por **UNANIMIDAD** o **MAYORÍA** en virtud de los motivos siguientes:

 Se cuenta con la tesis culminada por lo que se podrá realizar el trámite para el examen de grado

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA
Director de Tesis

COMISIÓN REVISORA DE TESIS

DR. GUILLERMO MANUEL URRIOLAGOITIA CALDERÓN

DR. FRANCISCO JAVIER GALLEGOS FUNES



DR. JACOBO MARTÍNEZ REYES

DRA. BEATRIZ ROMERO ÁNGELES
2° Director de Tesis

DR. JOSÉ MARÍA TRINIDAD
PRESIDENTE DEL COLEGIO DE ESTUDIOS DE INVESTIGACIÓN DE PROFESORES ZACATENCO



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA DE AUTORIZACIÓN DE USO DE OBRA PARA DIFUSIÓN

En la Ciudad de México el día 15 del mes de diciembre del año 2022, el (la) que suscribe Ing. Gaspar Sebastian Sanchez Morales alumno(a) del programa de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica opción Diseño Mecánico con número de registro A210590, adscrito(a) a Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la ESIME unidad Zacatenco manifiesta que es autor(a) intelectual del presente trabajo de tesis bajo la dirección de Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa y Dra. Beatriz Romero Ángeles y cede los derechos del trabajo intitulado "Diseño mecánico y evaluación numérica de una nueva propuesta de válvula cardiaca", al Instituto Politécnico Nacional, para su difusión con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expresado del autor y/o director(es). Este puede ser obtenido escribiendo a las siguiente(s) dirección(es) de correo. sebas_gas@hotmail.com. Si el permiso se otorga, al usuario deberá dar agradecimiento correspondiente y citar la fuente de este.

Ing. Gaspar Sebastian Sanchez Morales

RESUMEN

Los seres humanos siempre han tenido la inquietud de desarrollar prótesis para reemplazar alguna parte del cuerpo faltante o que se encuentra en mal estado, esta inquietud comenzó desde la antigua Grecia que son los primeros reportes escritos que se hayan, con el paso del tiempo estas prótesis fueron escalado no solo a partes de extremidades del cuerpo si no en partes internas del cuerpo tal es el caso corazón.

El corazón es un órgano vital el cual suele atrofiarse con el paso del tiempo o en algunos casos desde el nacimiento, en el corazón se encuentran varias válvulas cardíacas las cuales suelen degenerarse con el paso del tiempo y por la mala calidad de vida de las personas, estas válvulas pueden ser reemplazadas cuando su funcionamiento ya no es el óptimo y con esto garantizar una mejor calidad de vida para el paciente.

Con el paso del tiempo se han venido desarrollando grandes avances en cuestiones medicas involucrando a la ingeniería mecánica, ya que estos avances requieren de un análisis complejo de los materiales con los cuales se desarrollaran las prótesis, a este ramo de la ingeniería se le llama biomecánica y es con la cual se desarrollará este trabajo de investigación, en el cual se elaborara el diseño y análisis numérico de una nueva propuesta de válvula cardíaca, a la cual se aplicaran dos diferentes presiones que son las presiones que efectúa el cuerpo humano en cada latido de corazón llamados sístole y diástole.

Se realizarán diferentes análisis por medio de análisis de método de elemento finito que es un método numérico para la solución de ecuaciones complejas, este análisis dependerá del material con el que se diseñará la válvula cardíaca, observaremos el comportamiento del material con la aplicación de las presiones antes mencionadas.

ABSTRACT

Human beings have always had the concern of developing prostheses to replace any part of the body that is missing or in poor condition, this concern began in ancient Greece, which are the first written reports that have been made, with the passage of time these prostheses They were scaled not only to parts of the extremities of the body but also to internal parts of the body, such is the case of the heart.

The heart is a vital organ which tends to atrophy over time or in some cases from birth, in the heart there are several heart valves which tend to degenerate over time and due to the poor quality of life of people, these valves can be replaced when their operation is no longer optimal and thus guarantee a better quality of life for the patient.

With the passage of time, great advances have been made in medical matters involving mechanical engineering, since these advances require a complex analysis of the materials with which the prostheses will be developed, this branch of engineering is called biomechanics. and it is with which this research work will be developed, in which the design and numerical analysis of a new heart valve proposal will be elaborated, to which two different pressures will be applied, which are the pressures that the human body makes in each heartbeat. of the heart called systole and diastole.

Different analyzes will be carried out by means of finite element method analysis, which is a numerical method for solving complex equations, this analysis will depend on the material with which the heart valve will be designed, we will observe the behavior of the material with the application of pressures. mentioned before.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABLAS	XIX
OBJETIVO	XX
OBJETIVOS PARTICULARES	XX
JUSTIFICACIÓN	XX
CAPÍTULO I ESTADO DEL ARTE	
I.1.- INTRODUCCIÓN	2
I.2.- DESCRIPCIÓN HISTÓRICA SOBRE LOS DISPOSITIVOS MECÁNICOS DE ASISTENCIA CARDIACA	2
I.3.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	21
I.4.- SUMARIO	22
I.5.- REFERENCIAS	23
CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO	
II.1.- CORAZÓN	31
II.2.- CICLO CARDIACO	32
II.2.1.- DIÁSTOLE	32
II.2.2.- SÍSTOLE	33
II.3.- VENTRÍCULOS Y AURÍCULAS	33
II.3.1- VENTRÍCULO DERECHO	34
II.3.2.- VENTRÍCULO IZQUIERDO	35
II.3.3.- AURÍCULA IZQUIERDA	36
II.3.4.- AURÍCULA DERECHA	37
II.4.- VÁLVULAS	37
II.4.1- VÁLVULA TRICÚSPIDE	37
II.4.2.- VÁLVULA PULMONAR	38
II.4.3.- VÁLVULA MITRAL	39
II.4.4.- VÁLVULA AORTICA	39

II.5.- ENFERMEDADES DE VÁLVULAS CARDIACAS.	40
II.6.- VÁLVULAS ARTIFICIALES	41
II.6.1- PRÓTESIS DE JAULA-BOLA	42
II.6.2- PRÓTESIS DE 1 VALVA	45
II.6.3- PRÓTESIS DE 2 VALVAS	48
II.7.- SUMARIO	50
II.8.- REFERENCIAS	51

CAPÍTULO III GENERALIDADES DE VÁLVULA

III.1.- GENERALIDADES	54
III.2.- ANÁLISIS NUMÉRICO DE PRÓTESIS DE VÁLVULA CARDIACA TIPO 23 MM	55
III.3.- MÉTODO DE ELEMENTO FINITO	58
III.3.1.- GENERALIDADES SOBRE EL ANÁLISIS NUMÉRICO DE LA PRÓTESIS	58
III.3.2.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO DIÁSTOLE	60
III.3.3.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO SÍSTOLE	66
III.3.4.- TERCER CASO DE ESTUDIO; PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO DIÁSTOLE	73
III.3.5.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO SÍSTOLE	79
III.4.- SUMARIO	87
III.5.- REFERENCIAS	88

CAPÍTULO IV ANÁLISIS NUMÉRICO DE 1° PROPUESTA

IV.1.- GENERALIDADES	91
IV.2.- DISEÑO DE ANILLO	92
IV.3.- DISEÑO DE VALVA	93
IV.4.- ANÁLISIS NUMÉRICO DE LA NUEVA PROPUESTA DE PRÓTESIS DE VÁLVULA CARDIACA DE 23 MM CON ALEACIÓN DE TITANIO DE BASE Y VALVAS DE NITINOL.	94
IV.4.1- PRIMER CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO DIÁSTOLE CON ALEACIÓN DE TITANIO DE BASE Y VALVAS DE NITINOL.	96
IV.4.2.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO SÍSTOLE CON ALEACIÓN DE TITANIO DE BASE Y VALVAS DE NITINOL.	103
IV.4.3.- TERCER CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO DIÁSTOLE CON ALEACIÓN DE TITANIO DE BASE Y VALVAS DE NITINOL.	109

IV.4.4.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO SÍSTOLE CON ALEACIÓN DE TITANIO DE BASE Y VALVAS DE NITINOL.	116
IV.5.- SUMARIO	123
IV.6.- REFERENCIAS	124

CAPÍTULO V ANÁLISIS NUMÉRICO DE 2° PROPUESTA

V.1.- GENERALIDADES	127
V.2.- DISEÑO DE ANILLO	129
V.3.- DISEÑO DE VALVA	130
V.4.- ANÁLISIS NUMÉRICO DE LA NUEVA PROPUESTA DE PRÓTESIS DE VÁLVULA CARDIACA DE 23 MM CON ACERO INOXIDABLE DE BASE Y VALVAS DE POLIMETACRILATO DE METILO	130
V.4.1- PRIMER CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO DIÁSTOLE CON ACERO INOXIDABLE DE BASE Y VALVAS DE POLIMETACRILATO DE METILO	132
V.4.2.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 25° EN ESTADO SÍSTOLE CON ACERO INOXIDABLE DE BASE Y VALVAS DE POLIMETACRILATO DE METILO	139
V.4.3.- TERCER CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO DIÁSTOLE CON ACERO INOXIDABLE DE BASE Y VALVAS DE POLIMETACRILATO DE METILO	145
V.4.4.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; NUEVA PRÓTESIS DE 23 MM CON PALETAS A 85° EN ESTADO SÍSTOLE CON ACERO INOXIDABLE DE BASE Y VALVAS DE POLIMETACRILATO DE METILO	152
V.5.- SUMARIO	160
V.6.- REFERENCIAS	160

CONCLUSIÓN

CONCLUSIÓN	163
------------	-----

ANEXOS

III.6.- ANEXOS	89
IV.7.- ANEXOS	125
V.6.- ANEXOS	161

ÍNDICE DE FIGURAS
CAPÍTULO I ESTADO DEL ARTE

FIGURA.- I.1 POSICIÓN DEL CORAZÓN EN LA CAVIDAD TORÁCICA	2
FIGURA.- I.2 ANDREA CISALPINO Y SU PRINCIPAL PUBLICACIÓN	3
FIGURA I.3.- <i>XAVIER BICHAT</i> Y SU TRABAJO SOBRE ESTÍMULOS ELÉCTRICOS	3
FIGURA I.4.- <i>MC WILLIAM</i> Y SU TRABAJO EN CARDIOLOGÍA	4
FIGURA I.5.- <i>MARK C. LIDWELL</i> Y EL PRIMER MARCAPASOS	4
FIGURA I.6.- <i>MICHAEL DE BAKEY</i> Y LA MÁQUINA DE PERFUSIÓN DE SANGRE	5
FIGURA I.7.- <i>VLADIMIR PETROVIC DEMIKHOV</i> E IMPLANTACIÓN DE UN DISPOSITIVO MECÁNICO EN UN PERRO	6
FIGURA I.8.- MARCAPASOS Y <i>DESFIBRILADOR HOPPS</i>	6
FIGURA I.9.- <i>JOHN GIBBON JR</i> Y ESPOSA, CON MÁQUINA CORAZÓN-PULMÓN, MODELO II	7
FIGURA I.10.- <i>WILSON GREATBATCH</i> Y <i>MARCAPASOS CHARDACK-GREATBATCH</i>	9
FIGURA I.11.- <i>EARL E. BAKKEN</i> Y MARCAPASO DE TRANSISTORES CON BATERÍA AUTÓNOMA	9
FIGURA I.12.- <i>AKE SENNING</i> E IMAGEN DE UN MARCAPASO IMPLANTADO	10
FIGURA I.13.- <i>WILLEM KOLFF</i> Y <i>TETSUZO AKUTSU</i>	10
FIGURA I.14.- <i>PAUL WINCHELL</i> Y <i>HENRY HEIMLICH</i> , CON CORAZÓN ARTIFICIAL Y BOMBA INTRATORÁCICA	11
FIGURA I.15.- BOMBA DE DERIVACIÓN <i>DACRON SILASTIC</i> Y PACIENTE CON BOMBA	12
FIGURA I.16.- <i>CLIFFORD KWAN-GETT</i> Y <i>CORAZÓN ARTIFICIAL KWAN-GETT</i>	12
FIGURA I.17.- <i>DOMINGO LIOTTA</i> Y <i>DENTON COOLEY</i> , ASÍ COMO, EL <i>LIOTTA-COOLEY TAH</i>	13
FIGURA I.18.- <i>BERLÍN HEART</i>	13
FIGURA I.19.- CORAZÓN ARTIFICIAL <i>CLEVELAND CLINIC-NIMBUSS</i>	14
FIGURA I.20.- COMPARACIÓN DE <i>BERLIN HEART</i> CON EL <i>BERLIN HEART EXC</i>	15
FIGURA I.21.- <i>ALAIN CARPENTIER</i> Y EL <i>CARMATH TAH</i>	16
FIGURA I.22.- <i>DICK SARNS</i> Y EL <i>SARNS-3M</i>	16
FIGURA I.23.- <i>ABIOCOR</i>	17
FIGURA I.24.- CORAZÓN ARTIFICIAL <i>JARVIK 2000</i>	18
FIGURA I.25.- <i>AESON-TAH</i>	20

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

FIGURA II.1.- UBICACIÓN DE CORAZÓN	31
FIGURA II.2.- CICLO CARDIACO	32
FIGURA II.3.- PRESIÓN ARTERIAL	33
FIGURA II.4.- HEMISFERIOS DEL CORAZÓN	34
FIGURA II.5.- VENTRÍCULO DERECHO	35
FIGURA II.6.- VENTRÍCULO IZQUIERDO	36
FIGURA II.7.- AURÍCULA IZQUIERDA	36
FIGURA II.8.- AURÍCULA DERECHA	37
FIGURA II.9.- VÁLVULA TRICÚSPIDE	38
FIGURA II.10.- VÁLVULA PULMONAR	39
FIGURA II.11.- VÁLVULA MITRAL	39
FIGURA II.12.- VÁLVULA AORTICA	40
FIGURA II.13.- TIPOS DE VÁLVULAS	42
FIGURA II.14.- VÁLVULA DE JAULA-BOLA	42
FIGURA II.15.- AURÍCULA	43
FIGURA II.16.- VÁLVULA CON TELA DE DACRÓN	43
FIGURA II.17.- APERTURA DE VÁLVULA DE DISCO	45
FIGURA II.18.- APERTURA DE VÁLVULA DE DISCO 70° Y 60°	46
FIGURA II.19.- EL LÍMITE DE RESISTENCIA A LA FATIGA	47
FIGURA II.20.- VÁLVULA MEDTRONIC HALL	48
FIGURA II.21.- VÁLVULA ST. JUDE	49
FIGURA II.22.- IMPLANTE DE VÁLVULA ST. JUDE	49

CAPÍTULO III GENERALIDADES DE VÁLVULA

FIGURA III.1.- VÁLVULA BIVALVA	54
FIGURA III.2.- VÁLVULA <i>ST. JUDE MEDICAL</i>	55
FIGURA III.3.- BASE DE VALVAS DE 23 MM	56
FIGURA III.4.- BASE DE VALVAS DE 23 MM	56
FIGURA III.5.- PALETA DE 23 MM	56
FIGURA III.6.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 85° ENSAMBLADA	57
FIGURA III.7.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 25° ENSAMBLADA	57

FIGURA III.8.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 25° ENSAMBLADA SIN RESTRICCIÓN	57
FIGURA III.9.- VISTA LATERAL DE LA VÁLVULA CERRADA Y ABIERTA	59
FIGURA III.10.- VÁLVULAS DEL CORAZÓN	59
FIGURA III.11.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	60
FIGURA III.12.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	61
FIGURA III.13.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	61
FIGURA III.14.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	61
FIGURA III.15.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	62
FIGURA III.16.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	62
FIGURA III.17.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	62
FIGURA III.18.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	63
FIGURA III.19.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	63
FIGURA III.20.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	63
FIGURA III.21.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	64
FIGURA III.22.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	64
FIGURA III.23.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	64
FIGURA III.24.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	65
FIGURA III.25.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	65
FIGURA III.26.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	65
FIGURA III.27.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	66
FIGURA III.28.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	66
FIGURA III.29.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	67
FIGURA III.30.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	67

FIGURA III.31.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	68
FIGURA III.32.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	68
FIGURA III.33.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	68
FIGURA III.34.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	69
FIGURA III.35.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	69
FIGURA III.36.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	69
FIGURA III.37.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	70
FIGURA III.38.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	70
FIGURA III.39.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	70
FIGURA III.40.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	71
FIGURA III.41.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	71
FIGURA III.42.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	71
FIGURA III.43.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	72
FIGURA III.44.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	72
FIGURA III.45.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	72
FIGURA III.46.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	73
FIGURA III.47.- TERCER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	73
FIGURA III.48.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	74
FIGURA III.49.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	74
FIGURA III.50.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	74
FIGURA III.51.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	75
FIGURA III.52.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	75
FIGURA III.53.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	75

FIGURA III.54.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	76
FIGURA III.55.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	76
FIGURA III.56.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	76
FIGURA III.57.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	77
FIGURA III.58.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	77
FIGURA III.59.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	77
FIGURA III.60.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	78
FIGURA III.61.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	78
FIGURA III.62.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	78
FIGURA III.63.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	79
FIGURA III.64.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	79
FIGURA III.65.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	80
FIGURA III.66.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	80
FIGURA III.67.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	80
FIGURA III.68.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	81
FIGURA III.69.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	81
FIGURA III.70.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	81
FIGURA III.71.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	82
FIGURA III.72.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	82
FIGURA III.73.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	82
FIGURA III.74.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	83
FIGURA III.75.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	83
FIGURA III.76.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	83

FIGURA III.77.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	84
FIGURA III.78.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	84
FIGURA III.79.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	84
FIGURA III.80.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	85
FIGURA III.81.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	85
FIGURA III.82.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	85
CAPÍTULO IV ANÁLISIS NUMÉRICO DE 1° PROPUESTA	
FIGURA IV.1.- ANILLO DE VALVAS DISEÑO ANTERIOR Y NUEVO DISEÑO	92
FIGURA IV.2.- SUJECCIÓN DE VALVAS	93
FIGURA IV.3.- BASE DE VALVAS DE 23 MM	93
FIGURA IV.4.- BASE DE VALVAS DE 23 MM	94
FIGURA IV.5.- SUJECCIÓN DE VALVAS	94
FIGURA IV.6.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 25° ENSAMBLADA	94
FIGURA IV.7.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 85° ENSAMBLADA	95
FIGURA IV.8.- RESTRICCIÓN EN EL ANILLO	96
FIGURA IV.9.- RESTRICCIÓN DE SOPORTE DE VALVAS	96
FIGURA IV.10.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	96
FIGURA IV.11.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	97
FIGURA IV.12.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	97
FIGURA IV.13.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	98
FIGURA IV.14.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	98
FIGURA IV.15.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	98
FIGURA IV.16.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	99
FIGURA IV.17.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	99

FIGURA IV.18.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	99
FIGURA IV.19.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	100
FIGURA IV.20.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	100
FIGURA IV.21.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	100
FIGURA IV.22.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	101
FIGURA IV.23.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	101
FIGURA IV.24.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	101
FIGURA IV.25.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	102
FIGURA IV.26.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	102
FIGURA IV.27.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	102
FIGURA IV.28.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	103
FIGURA IV.29.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE CONDICIONES DE FRONTERA EN VALVAS	103
FIGURA IV.30.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	104
FIGURA IV.31.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	104
FIGURA IV.32.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	104
FIGURA IV.33.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	105
FIGURA IV.34.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	105
FIGURA IV.35.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	105
FIGURA IV.36.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	106
FIGURA IV.37.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	106
FIGURA IV.38.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	106
FIGURA IV.39.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	107
FIGURA IV.40.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	107

FIGURA IV.41.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	107
FIGURA IV.42.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	108
FIGURA IV.43.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	108
FIGURA IV.44.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	108
FIGURA IV.45.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	109
FIGURA IV.46.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	109
FIGURA IV.47.- TERCER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	110
FIGURA IV.48.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	110
FIGURA IV.49.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	110
FIGURA IV.50.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	111
FIGURA IV.51.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	111
FIGURA IV.52.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	111
FIGURA IV.53.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	112
FIGURA IV.54.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	112
FIGURA IV.55.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	112
FIGURA IV.56.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	113
FIGURA IV.57.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	113
FIGURA IV.58.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	113
FIGURA IV.59.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	114
FIGURA IV.60.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	114
FIGURA IV.61.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	114
FIGURA IV.62.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	115

FIGURA IV.63.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	115
FIGURA IV.64.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	115
FIGURA IV.65.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	116
FIGURA IV.66.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	116
FIGURA IV.67.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	117
FIGURA IV.68.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	117
FIGURA IV.69.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	117
FIGURA IV.70.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	118
FIGURA IV.71.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	118
FIGURA IV.72.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	118
FIGURA IV.73.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	119
FIGURA IV.74.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	119
FIGURA IV.75.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	119
FIGURA IV.76.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	120
FIGURA IV.77.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	120
FIGURA IV.78.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	120
FIGURA IV.79.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	121
FIGURA IV.80.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	121
FIGURA IV.81.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	121
FIGURA IV.82.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	122

CAPÍTULO V ANÁLISIS NUMÉRICO DE 2° PROPUESTA

FIGURA V.1.- ANILLO DE VALVAS DISEÑO ANTERIOR Y NUEVO DISEÑO	129
FIGURA V.2.- SUJECIÓN DE VALVAS	129
FIGURA V.3.- BASE DE VALVAS	130

FIGURA V.4.- SUJECIÓN DE VALVAS	130
FIGURA V.5.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 25° ENSAMBLADA	130
FIGURA V.6.- VÁLVULA CARDIACA APERTURA DE 85° ENSAMBLADA	131
FIGURA V.7.- RESTRICCIÓN EN EL ANILLO	132
FIGURA V.8.- RESTRICCIÓN DE SOPORTE DE VALVAS	132
FIGURA V.9.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	132
FIGURA V.10.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	133
FIGURA V.11.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	133
FIGURA V.12.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	134
FIGURA V.13.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	134
FIGURA V.14.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	134
FIGURA V.15.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	135
FIGURA V.16.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	135
FIGURA V.17.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	135
FIGURA V.18.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	136
FIGURA V.19.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	136
FIGURA V.20.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	136
FIGURA V.21.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	137
FIGURA V.22.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	137
FIGURA V.23.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	137
FIGURA V.24.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	138
FIGURA V.25.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	138
FIGURA V.26.- PRIMER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	138
FIGURA V.27.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	139

FIGURA V.28.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE CONDICIONES DE FRONTERA EN VALVAS	139
FIGURA V.29.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	140
FIGURA V.30.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	140
FIGURA V.31.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	140
FIGURA V.32.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	141
FIGURA V.33.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	141
FIGURA V.34.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	141
FIGURA V.35.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	142
FIGURA V.36.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	142
FIGURA V.37.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	142
FIGURA V.38.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	143
FIGURA V.39.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	143
FIGURA V.40.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	143
FIGURA V.41.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	144
FIGURA V.42.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	144
FIGURA V.43.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	144
FIGURA V.44.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	145
FIGURA V.45.- SEGUNDO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	145
FIGURA V.46.- TERCER CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	146
FIGURA V.47.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	146
FIGURA V.48.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	146
FIGURA V.49.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	147
FIGURA V.50.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	147

FIGURA V.51.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	147
FIGURA V.52.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	148
FIGURA V.53.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	148
FIGURA V.54.- TERCER CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	148
	149
FIGURA V.55.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	149
	149
FIGURA V.56.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	149
	149
FIGURA V.57.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	149
	150
FIGURA V.58.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	150
	150
FIGURA V.59.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	150
	150
FIGURA V.60.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	150
	151
FIGURA V.61.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	151
FIGURA V.62.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	151
FIGURA V.63.- TERCER CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	151
FIGURA V.64.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; APLICACIÓN DE PRESIÓN Y CONDICIONES DE FRONTERA	152
FIGURA V.65.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO TOTAL GENERAL EN LA PRÓTESIS	152
FIGURA V.66.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE X	153
FIGURA V.67.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Y	153
FIGURA V.68.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z	153

FIGURA V.69.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA TOTAL GENERAL	154
FIGURA V.70.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE X	154
FIGURA V.71.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Y	154
FIGURA V.72.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; DEFORMACIÓN UNITARIA EN EL EJE Z	155
FIGURA V.73.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE X	155
FIGURA V.74.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Y	155
FIGURA V.75.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO NOMINAL EN EL EJE Z	156
FIGURA V.76.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XY	156
FIGURA V.77.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO YZ	156
FIGURA V.78.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO CORTANTE EN EL PLANO XZ	157
FIGURA V.79.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO DE TEORIA DE FALLA DE <i>VON MISES</i>	157
FIGURA V.80.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÁXIMO	157
FIGURA V.81.- CUARTO CASO DE ESTUDIO; ESFUERZO PRINCIPAL MÍNIMO	158

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO I ESTADO DEL ARTE

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

TABLA II.1.- TABLA DE VÁLVULAS	44
--------------------------------	----

CAPÍTULO III GENERALIDADES DE VÁLVULA

TABLA III.1.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE CARBONOS BIOMÉDICOS	54
TABLA III.2.- DIMENSIONES DE VÁLVULA BIVALVA.	55
TABLA III.3.- RESULTADOS DE LOS ANÁLISIS NUMÉRICOS	86

CAPÍTULO IV ANÁLISIS NUMÉRICO DE 1° PROPUESTA

TABLA IV.1.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE ALEACIÓN TI-6AL-4V	91
TABLA IV.2.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE ALEACIÓN (NITI)	91
TABLA IV.3.- RESULTADOS DE LOS ANÁLISIS NUMÉRICOS	122

CAPÍTULO V ANÁLISIS NUMÉRICO DE 2° PROPUESTA

TABLA V.1.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE ALEACIÓN TI-6AL-4V	127
TABLA V.2.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE ALEACIÓN (NITI)	127
TABLA V.3.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE ACERO INOXIDABLE	128
TABLA V.4.- PROPIEDADES MECÁNICAS DE POLIMETACRILATO DE METILO (PMMA)	128
TABLA V.5.- DIMENSIONES DE VÁLVULA BIVALVA	129
TABLA V.6.- RESULTADOS DE LOS ANÁLISIS NUMÉRICOS	158

OBJETIVO

Diseñar y evaluar numéricamente una prótesis de válvula cardiaca sometida a las presiones que el corazón estando en buenas condiciones de salud, verificar que los materiales con los cuales fueron diseñadas las válvulas comerciales tienen un buen comportamiento mecánico.

Diseñar la válvula con las mismas dimensiones, pero con diferente material para saber cual es el comportamiento de los nuevos materiales y si estos materiales soportaran las presiones ejercidas sin sufrir deformaciones considerables para en un futuro poder realizar estas prótesis valvulares.

OBJETIVOS PARTICULARES

Conocer el funcionamiento del sistema circulatorio, comprender el funcionamiento del corazón, saber cuál es su composición fisiológica y su ubicación anatómica, identificar las principales causas de su deterioro, cuales es su composición en cuantas partes se divide y cuales son las partes en las cuales el ser humano puede intervenir para mejorar su funcionamiento.

Modelar la válvula cardiaca para poder simular por medio de un software computacional el comportamiento ejerciendo las presiones que normalmente soportan las válvulas originales.

Verificar que los materiales son los adecuados para su biocompatibilidad, resistentes y no dañen el ser humano.

JUSTIFICACIÓN

Los problemas cardiacos siempre han aquejado a ser humano que algunos de estos padecimientos vienen desde el nacimiento, también hay que tomar en cuenta que han ido en aumento en los últimos años por la mala alimentación, el nulo ejercicio y por los productos procesados que consumimos con frecuencia.

Los trasplantes de corazón y válvulas cardiacas en venido en aumento ya que la tecnología se ja desarrollo de una manera increíble con el desarrollo de nuevos materiales más resistentes, con biocompatibilidad y fáciles de producir, estos materiales deben de ser muy resistentes ya que no pueden ocurrir fallas si existía alguna falla la probabilidad de muerte del paciente seria muy grande.

CAPÍTULO I

ESTADO DEL ARTE

I.1.- Introducción

El corazón es uno de los órganos vitales para el ser humano, es el órgano principal del aparato circulatorio. El corazón normalmente se le ve como una bomba que late de forma regular y continua, con intervalos de descanso aproximadamente una fracción de segundo. El corazón late aproximadamente setenta veces por minuto, de forma más rápida en los niños y por encima de ciento cincuenta veces por minuto de un feto en el útero [I.1]. El tamaño y peso de una persona sana es aproximadamente de 454 gramos y el tamaño de un puño cerrado, que oscila entre 12 centímetros de largo y 8 centímetros de ancho [I.2]. El corazón se localiza en la cavidad torácica, entre los pulmones y en la parte profunda del esternón, está inclinado hacia la izquierda, de modo que casi dos terceras partes de él se encuentran del lado izquierdo [I.3]. Durante mucho tiempo se ha planteado la sustitución temporal o permanente de un corazón humano por un dispositivo mecánico, esto ha constituido uno de los objetivos para la Medicina [I.4]. Es difícil pensar en el corazón, como algo diferente a una bomba, se escuchan expresiones con respecto al corazón como; *el corazón no bombea lo suficiente o habrá que cambiar la bomba* para describir la enfermedad, aunque la idea del corazón, como bomba en su momento fue algo muy revolucionario [I.5].

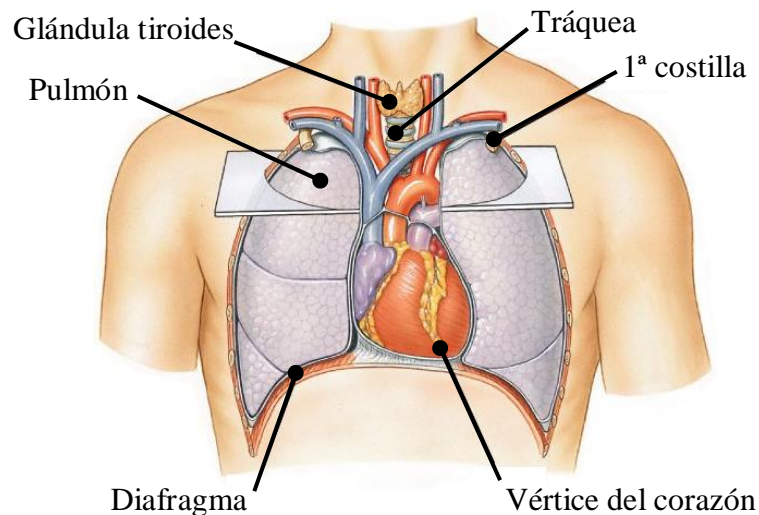


Figura I.1.- Posición del corazón en la cavidad torácica

I.2.- Descripción histórica sobre los dispositivos mecánicos de asistencia cardiaca

Desde que el Hombre tuvo la capacidad de ser pensante el corazón ha sido un enigma, existen indicios escritos donde los pobladores de la antigua Mesopotamia que trataban de comprender la función de este aparato. Así como, las antiguas civilizaciones como los egipcios y los aztecas daban trato diferente al corazón en comparación con otras partes del cuerpo [I.6]. Mientras, en la antigua Grecia estaba *Aristóteles* quien definía al corazón como el creador de la sangre y por ende el de la

vida [I.7]. Los conocimientos adquiridos en la antigua Grecia contribuyeron a nuevos estudios, en 1571, *Andrea Cisalpino* fue el primero en definir el movimiento de la sangre dentro de un circuito anatómico, esto era posible gracias al corazón [I.8]. Para el Siglo XV, *Rene Descartes* definió que el corazón funcionaba como una bomba, esta idea fue revolucionaria en su momento [I.9]. Al definir este concepto se comenzó a considerar al corazón como una máquina.

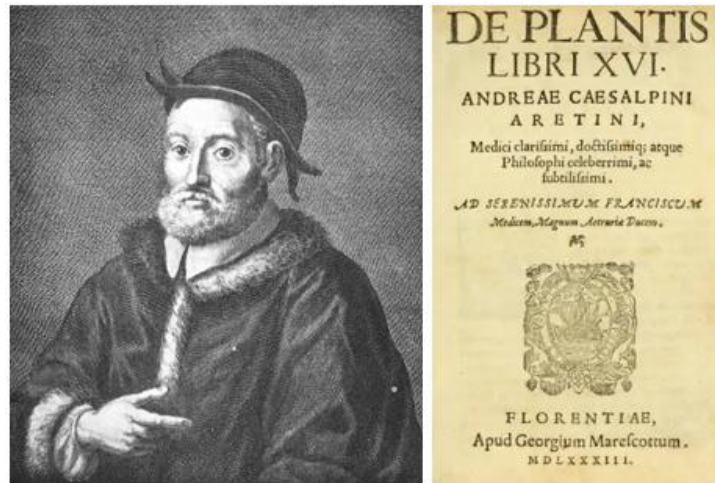


Figura I.2.- *Andrea Cisalpino* y su principal publicación

Por lo que, para el año de 1666, *Richard Lower* comenzó a realizar estudios cardiovasculares en animales, con lo que confirmó que el corazón actuaba como una bomba [I.10]. Sin embargo, *Adolph Fick*, un fisiólogo alemán ideó el *principio de Fick* que permite la medición del gasto cardíaco, con estos estudios se realizaron grandes avances con respecto al corazón como una bomba [I.11]. Asimismo, *Xavier Bichat*, estudio los efectos de la electricidad en el cuerpo del ser humano, donde descubrió que el corazón después de dejar de latir podría reanimarse con solo aplicarle estímulos eléctricos [I.12]. Con los experimentos realizados por *Bichat*, *Giovanni Aldini* describió que al utilizar una pila voltaica obtuvo contracciones en el corazón [I.13].

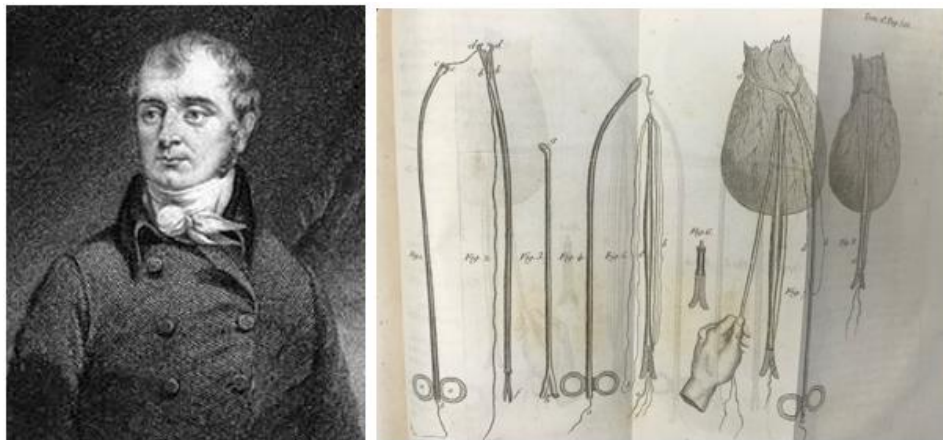


Figura I.3.- *Xavier Bichat* y su trabajo sobre estímulos eléctricos

A principios del siglo pasado y en la actualidad, los estudios sobre la estimulación cardíaca y la electrofisiología han ido evolucionando. Los dispositivos tecnológicos utilizados por los expertos han ido cambiando rápidamente, desde máquinas con grandes dimensiones hasta maravillas tecnológicas sofisticada que son utilizadas en la actualidad. Los estudios comenzaron específicamente en 1889, cuando el fisiólogo *Mc William*, notificó avances importantes sobre sus experimentos al aplicar de forma periódica una serie de descargas directas al corazón, una sola descarga provocaba el latido del corazón y una serie de sesenta o setenta producía una serie regular de latidos logrando contracción al miocardio. Esto abrió puertas para continuar con las investigaciones en la electrofisiología del corazón [I.14].



Figura I.4.- *Mc William* y su trabajo en Cardiología

En el año de 1929, Australia, *Mark C. Lidwell* demostró un dispositivo para estimular el corazón. Este aparato consistía en una placa neutra y un electrodo de aguja positivo que se insertó en el corazón [I.15]. Este fue el primer marcapasos, la frecuencia del marcapaso fue variable entre ochenta y ciento veinte pulsos por minuto y el voltaje variaba de 1.5 a 120 volts. Se llevó a cabo un trabajo experimental en bebés que habían nacido muertos, se requirió 16 volts para tener respuesta cardíaca, todo este avance quedó en el anonimato por cuestionar el experimento [I.16].

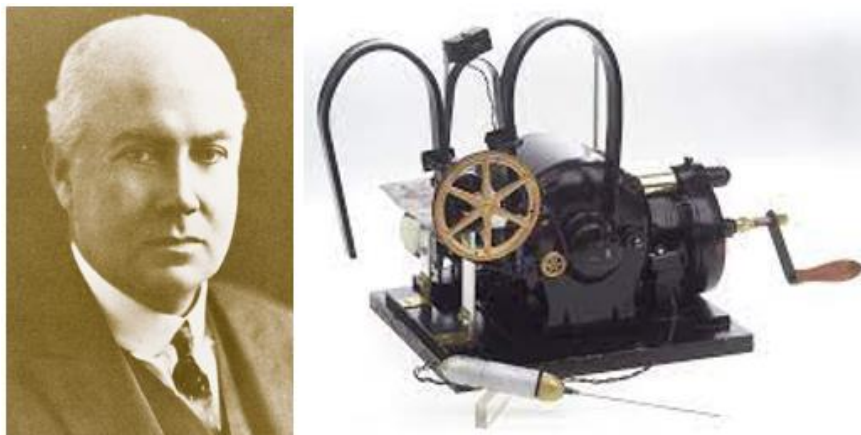


Figura I.5.- *Mark C. Lidwell* y el primer marcapasos

Con los avances hechos por *Lidwell*, pero quedando en el anonimato, *Albert Hyman*, en los años de 1930's resucito a personas cuyos corazones habían dejado de bombear sangre, desarrollo junto con su hermano *Charles* lo que podría llamarse el primer marcapasos [I.17]. Idearon una máquina capaz de producir electricidad que se introdujera dentro del corazón, operado por una manivela y un motor de resorte que giraba un imán (generador de corriente continua) para suministrar la electricidad (Figura I.5) [I.18]. Este marcapasos se probó en diferentes animales, el aparato completo peso alrededor de siete kilos, pero los laboratorios trabajaron para reducir el peso y poder ser transportado, quedando en un peso aproximado de 3.6 kilogramos [I.15].

Los primeros diseños de un corazón artificial fueron propuestos por *Charles Lindbergh* y el premio nobel *Alexis Carrel*, a principios de la década de 1930, ellos diseñaron un corazón artificial hecho de vidrio que funcionó como una bomba de perfusión fuera del cuerpo [I.19]. Esta bomba mantuvo con éxito órganos explantados de animales. Este dispositivo fue descrito como una *cámara de vida artificial*, como un corazón y pulmones mecánicos combinados, se puede decir que fue la primera máquina corazón-pulmón diseñada [I.20]. Transcurría el año de 1934, cuando *Michael De Bakey*, intrigado por la suplantación de una máquina por el corazón, desarrolló una máquina rotatoria de perfusión de sangre, en la cual se necesitaba al donador y receptor. El instrumento se probó en animales para verificar su eficiencia, el uso en personas fue en el mismo año en el *The Tulane Surgical Services at the Charity Hospital*, en Touro, las trasfusiones se realizan en un tiempo muy corto en promedio de tres minutos, el funcionamiento era sencillo solo era girar una manivela [I.21].

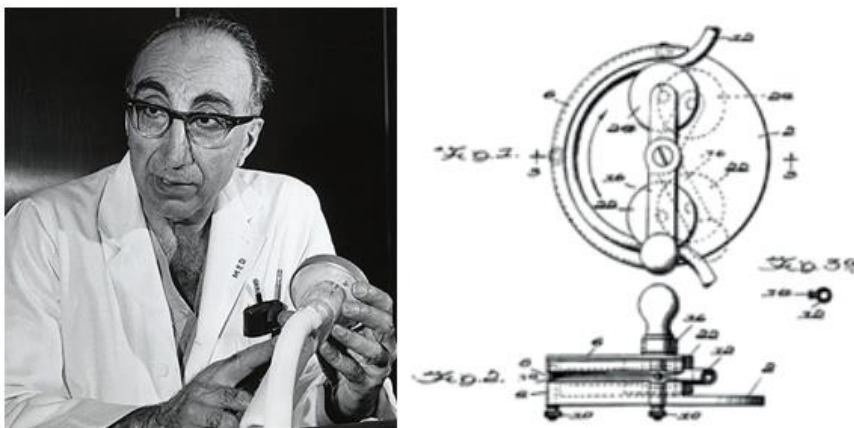


Figura I.6.- *Michael De Bakey* y la máquina de perfusión de sangre

Con los primeros estudios de la estimulación cardíaca por aplicación de energía directa al corazón, *Vladimir Petrovic Demikhov* en 1937 diseño el primer dispositivo mecánico de asistencia cardíaca.

Era un aparato improvisado y torpe, demasiado grande para insertarse dentro del pecho de un perro (experimento con un perro), podría asumir la función cardíaca durante aproximadamente 5 horas, estos experimentos fueron los primeros en los que se mantuvo en circulación el corazón extirpado. [I.22]. A principios de 1946 realizó trasplantes intratorácico de corazón, fueron los primeros procedimientos éxitos en un mamífero [I.23].



Figura I.7.- *Vladimir Petrovic Demikhov* e implantación de un dispositivo mecánico en un perro

Durante una cirugía experimental en 1949, *Wilfred Gordon Bigelow* descubrió que podía reiniciar el corazón de un perro estimulando a intervalos regulares con una sonda. En 1950 codesarrollo el primer marcapasos cardíaco electrónico con *Callaghan* y *John Hopps* [I.24]. Se concentraron en desarrollar un procedimiento para la estimulación del corazón, se diseñó y construyó el primero de cinco modelos [I.25].



Figura I.8.- Marcapasos y *desfibrilador Hopps*

En noviembre de 1952, *Paul Maurice Zoll* aplicó por primera vez el método de estimulación eléctrica externa una persona, en los años posteriores se desarrolla una técnica de desfibrilación eléctrica usando perros y cerdos. Este método se usó para revivir a una persona la cual fue víctima

de un paro cardíaco [I.26]. Describió el uso exitoso en dos pacientes un método rápido, simple, efectivo y seguro para reanimar el corazón mediante un marcapasos eléctrico externo artificial. Por primera vez se pudo mantener vivo a un paciente durante la asistolia ventricular [I.27]. Describió que por medio del marcapasos se pudo controlar de manera continua el latido cardíaco durante 52 horas. [I.28].

En fechas simultáneas en 1952, un joven Fisiólogo *John A. Johnson*, afirmó que había logrado estimular corazones de rana con el *estimulador Grass*. Semanas después *Vincent Gott* probó el mismo tratamiento, solo que en un perro. Con este dispositivo que tenía el tamaño de un horno de microondas actual, la frecuencia de los impulsos eléctricos y el voltaje requerido para la estimulación ventricular se podían ajustar fácilmente, este voltaje fue siempre menor de 10 volts y usualmente en el rango de 2 a 3 volts [I.29].

Con los avances realizados por *Demikhov*, casi dos décadas después *John Gibbon Jr.*, realizó con éxito la primera cirugía de corazón abierto con una máquina de asistencia artificial. Con la cual se Oxígeno y bombeo sangre durante la intervención [I.30]. Antes de que se diera este gran avance, *Gibbon* junto con su compañera y esposa *Mary Hopkinson* publicaron los experimentos de perfusión corporal con gatos implantando las primeras máquinas de asistencia mecánica. Desarrollaron el oxigenador llamado *IBM Modelo I*, que era demasiado pesado para su traslado, los primeros ensayos se realizaron en perros y fueron todo un éxito. Aunque el modelo fue exitoso con perros existían limitaciones para los seres humanos y decidieron desarrollar una segunda máquina a la cual llamaron *Modelo II* que estuvo lista para su prueba en el año de 1952. Un rediseño del dispositivo resultó en el *Modelo III*, entregado en julio de 1954 [I.31].

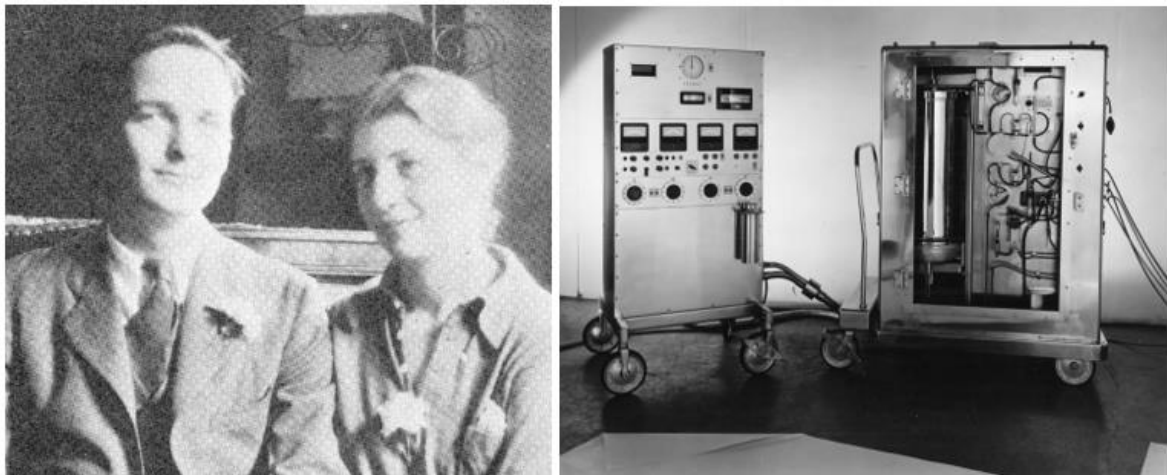


Figura I.9.- *John Gibbon Jr* y esposa, con máquina corazón-pulmón, Modelo II

Igualmente, a principios de la década de los 50'S, en el *The University of Toronto*, se realizaron trabajos experimentales en perros y monos y es así como *William Mustard* desarrolló una máquina corazón-pulmón que usaba corazones de monos aislados como oxigenadores. La propulsión de sangre se logró por la presión ejercida por la bomba esta era activada por dos formas manualmente o por gravedad, los oxigenadores se dividían en dos clases en los cuales la sangre tiene contacto con un gas y los que se interpone una membrana [I.32].

General Motors desarrolló una bomba cardiaca, la máquina *Dodrill-GMR*, se decía que tenía un parecido al motor V-12 de un *Cadillac* [I.33]. El diseño se mostró en 1953 en la asociación médica estadounidense en Nueva York, ganó una medalla de bronce por su originalidad, la sangre se extrae en el cilindro que está hecho de vidrio que va alternado entre inflado y desinflado con lo que la sangre entre y la expulsa, la presión y la succión es activada por un pequeño motor colocado fuera del quirófano y está conectado a la bomba mediante tubos de goma. La máquina fue empleada en un paciente de dieciséis años, la válvula se expuso continuamente durante 25 minutos, el corazón mecánico mantuvo la circulación del sistema [I.34 y I.35].

Mientras tanto, *Gibbon* seguía perfeccionando su máquina de corazón-pulmón al incorporar tres bombas de tipo rodillo en el circuito. Esta modificación fue alentada por *De Bakey*, ya que los rodillos tenían dientes que se ajustan a la bomba. Por lo tanto, cuando el brazo se mueve en sentido anti horario, los rodillos en los extremos son impulsado en sentido horario. Esta máquina nuevamente fue probada en animales, los cuales sobrevivieron con la asistencia mecánica durante largos periodos de tiempo y en muy buenas condiciones de salud [I.36].

En 1956, se comenzó con la implantación de marcapasos, esto fue posible gracias a *Wilson Greatbatch*, al estar ensamblando un oscilador para registrar sonidos cardiacos, conecto una resistencia electrica de forma inadecuada, el oscilador comenzó a generar un pulso repetitivo de 1.8 ms, seguido de un intervalo de pausa de 1 segundo. Se reconoció inmediatamente que este carácter era semejante al latido de un corazón, se dio cuenta de que si error acababa de dar resultado a un dispositivo electrónico que podía controlar los latidos el corazón humano. En los próximos dos años *Greatbatch* rediseño su dispositivo y logro fabricar 50 marcapaso implantables, cada uno contenía su generador de impulsos alimentado por baterías de Mercurio-Zinc y revestido de resina epoxica y caucho de silicona [I.37].



Figura I.10.- Wilson Greatbatch y marcapasos Chardack-Greatbatch

A petición de *Lillehei*, el Ingeniero *Earl E. Bakken* desarrolló en 1957 el primer marcapasos externo portátil alimentado. Este conto de tres partes una batería de celda de mercurio de 9.4 volts como fuente de alimentación, un transformador oscilador transistorizado, para generar los pulsos necesarios para estimular el corazón y un electrodo unipolar o bipolar en forma de alambre anclado mediante sutura al miocardio del ventrículo derecho. Hubo pacientes que estuvieron con estimulación continua hasta por 15 meses por medio de este equipo [I.38].

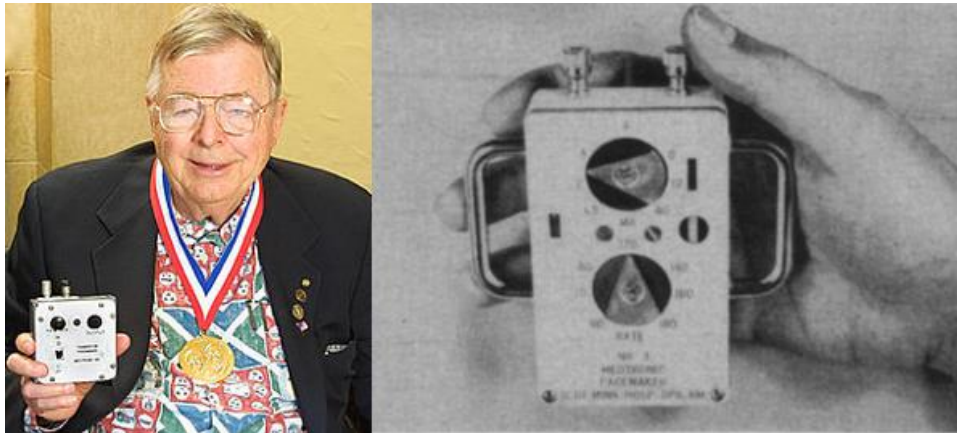


Figura I.11.- Earl E. Bakken y marcapaso de transistores con batería autónoma

Hakan Elmqvist fabricó un marcapasos externo para *Senning*, pero encontró grandes desventajas a esta técnica, ya que podrían contraer infecciones, el riesgo de daño al conector, para ellos la solución fue implantar todo el sistema. Esto fue posible gracias a que la nueva tecnología permitía hacer los dispositivos más pequeños [I.39]. Se trabajó para que el marcapaso durara varios años, lo que se necesitaba una fuente duradera de energía, finalmente se eligió dos pilas recargables de Níquel-Cadmio, con una carga de 60 mLAh conectadas en serie, las pilas se recargan durante una noche y solo una vez al mes mediante una bobina conectada a través de un diodo de silicona que se colocaba sobre el marcapasos. [I.40]. En 1958, se dio la primera implantación de un marcapasos, la

intervención fue realizada por *Ake Senning*, el dispositivo era totalmente implantable disponía de dos transistores de Silicio y de una batería de Níquel-Cadmio, tenía un tamaño aceptable 5.5 cm de diámetro y 1.5 de grosor [I.41].



Figura I.12.- *Ake Senning* e imagen de un marcapasos implantado

Con el transcurso de las investigaciones se diseñaron el marcapasos de 5 celdas y 6 celdas, que contenían controles de velocidad se podían ajustar después de la implantación mediante punción a través de la piel. El marcapasos estaba blindado contra la penetración de fluidos corporales, la frecuencia se podía controlar aproximadamente de 40 a 120 pulsos por minuto. El control de amplitud fue variable entre 0 a 5 mA, esto minimizaba agotar las pilas. Los pacientes que recibieron estos equipos para estabilizar sus frecuencias cardíacas, tuvieron un seguimiento de ritmo constante entre los 28 y 40 meses después de la implantación. [I.42]. En los años posteriores, se comenzó a investigar sobre un reemplazo de una válvula cardíaca con enfermedad por una prótesis, se emprendió a diseñar prótesis de plástico, específicamente con el poliuretano. Los partícipes en estas investigaciones fueron, *Tetsuzo Akutsu* y *Willem Kolff*, se percataron que el poliuretano tiene una alta resistencia a la tracción, al desgarrar, la abrasión, disolventes y el aceite. Los primeros diseños fueron elaborados para los perros, estos trabajos se comenzaron a realizar en los años 50's [I.43].



Figura I.13.- *Willem Kolff* y *Tetsuzo Akutsu*

Ya entrada la década de 1960, había varios Doctores, Ingenieros y Científicos investigando acerca del diseño de un corazón, *Paul Winchell* desarrolló un ventrilocuo que regularmente aparecía en espectáculos de televisión. *Henry Heimlich* inventó y patentó por primera vez el diseño de un corazón artificial. *Winchell* decidió liberar la patente para que se siguieran las investigaciones. [I.44]. En ese momento *De Bakey* continuaba fascinado con la idea de reemplazar el corazón permanentemente. Durante las décadas de los 60's se diseñaron varios modelos, pero ninguno podía mantener con vida a los pacientes por largo tiempo, la mayoría de estos diseños consistía en cámaras con válvulas de entrada y salida, diversos sistemas de rodillos o membranas internas para impulsar la sangre [I.45]. Después de haber realizado este importante desarrollo, en el año de 1963 se realizaron cincuenta y un experimentos en perros mestizos para desarrollar una técnica quirúrgica de asistencia prolongada al ventrículo izquierdo, la bomba era operada por una fuente de aire externa que proporcionaba soporte ventricular por varios días o semanas [I.46].

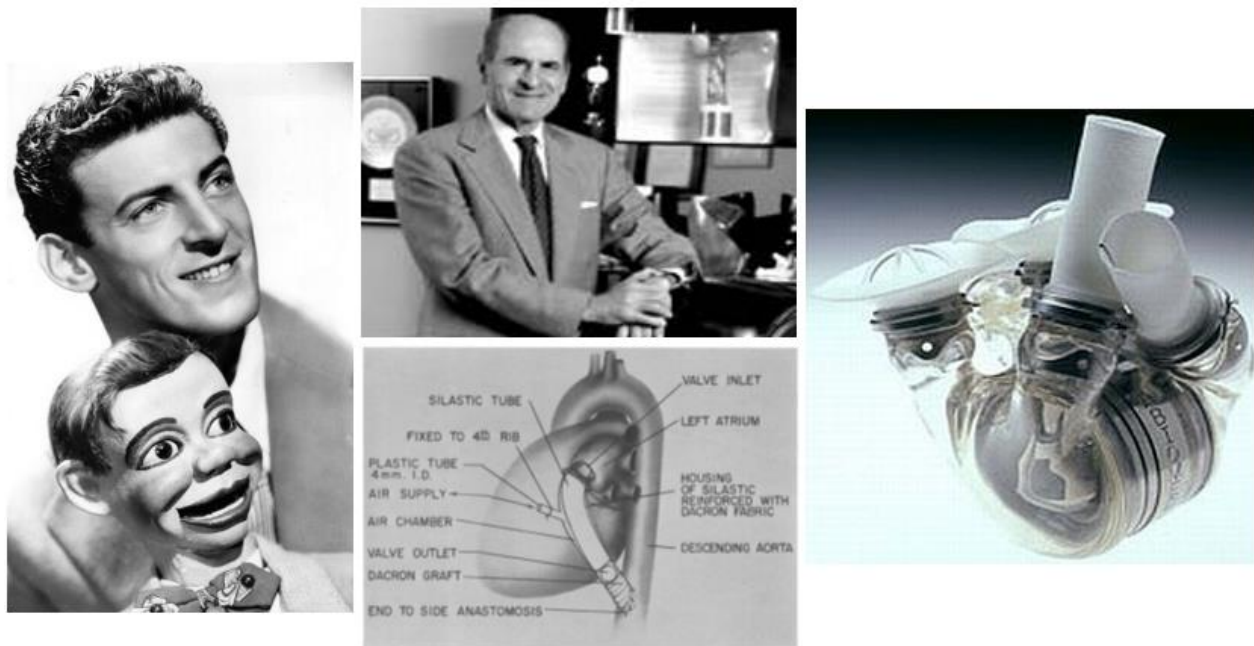


Figura I.14.- *Paul Winchell* y *Henry Heimlich*, con corazón artificial y bomba intratorácica

En el año de 1964, se comenzó a diseñar una bomba que pudiera sustituir en ventrículo izquierdo, comenzando a experimentar en animales por un periodo de dos años, donde los resultados fueron satisfactorios, la bomba podía suplir la función durante varias semanas sin cambios significativos. La bomba de derivación de ventrículo izquierdo esta energizada por gas de *Dacron Silastic* reforzado, la bomba puede controlarse manualmente o mediante un mecanismo de activación electrocardiográfico, una gran desventaja de este mecanismo es que se encontraba fuera del cuerpo [I.47]. La bomba se usó en una paciente para sostener el corazón durante un lapso de 10 días, este

fue el primer uso clínico de la bomba, después de la cirugía la paciente retomo sus actividades básicas y en un lapso no mayor a diez días se pudo sustraer la bomba [I.48].



Figura I.15.- Bomba de derivación *Dacron Silastic* y paciente con bomba

Clifford Kwan-Gett en 1969, diseñó el primer corazón artificial accionado neumáticamente. Este corazón tenía una base de Aluminio alrededor, en el cual las membranas y la carcasa estaban interconectados. Esto reducía la cantidad de aire y el corazón artificial reemplazara al corazón natural dentro del pecho. Es impulsado por aire comprimido que es suministrado por un externo, en este diseño se midieron diferentes valores para el óptimo funcionamiento como fueron el volumen y flujo la entrada de energía al corazón, todas estas mediciones y pruebas se realizaron en animales específicamente en terneros [I.49].

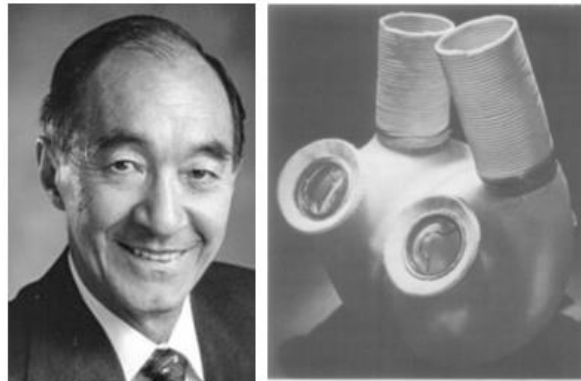


Figura I.16.- *Clifford Kwan-Gett* y corazón artificial *Kwan-Gett*

Domingo Liotta estuvo trabajando varios años para diseñar un corazón artificial (*TAH*). En 1961 fue contratado para continuar con su búsqueda de una máquina de asistencia cardiaca por *De Bakey* e inició a reemplazar corazones de perros por bombas mecánicas. Sin embargo, los reemplazos no fueron de larga duración, las más larga fue de 13 horas [I.50]. La carcasa de la bomba estaba hecha

de acrílico y el *diafragma de Silastic* ambos cubiertos de terciopelo, el experimento en animales demostró la eficacia del revestimiento para prevenir complicaciones [I.51]. En este lugar conoció a *Denton Cooley*, los dos unieron sus conocimientos para diseñar el *corazón artificial Liotta-Cooley TAH* en el año de 1969. Se realizaron varios experimentos con terneros con muy poco éxito. El mismo año se probó el corazón en una persona, fue un hombre de 47 años, la cirugía fue realizada por *Cooley*. El corazón mantuvo con vida al receptor durante un lapso de 64 horas, después fue reemplazo por el corazón de un donante [I.52].



Figura I.17.- Domingo Liotta y Denton Cooley, así como, el Liotta-Cooley TAH

Mediport Kardiotechnik, comenzó a producir el dispositivo de asistencia *Berlín Heart*. Fue desarrollado a principios de 1970 y se sometió a pruebas de laboratorio con animales. Este dispositivo estaba activado neumáticamente, inicialmente fue contemplado solo para adultos. Sin embargo, las pruebas realizadas no cumplían con lo que se requería en su momento, con el tiempo se probaría en niños [I.53]. En 1971, fue la primera vez que un corazón artificial pudo mantener con vida a un ser vivo, en este caso se trató de un ternero, se instaló un *corazón tipo diafragma Kwan-Gett* de base de Aluminio de ocho centímetros de diámetro de Silicón reforzado con malla de Dacron [I.54].



Figura I.18.- Berlín Heart

En julio de 1981, se implanto por primera vez el dispositivo *Akutsu III*, la prótesis combinaba dos bombas activadas neumáticamente, las bombas estaban colocadas en una consola externa y a un oxigenador [I.55 y I.56]. Anteriormente, *Robert K. Jarvik* en 1972, diseñó el corazón artificial *Jarvik-3*, al igual que los diseños anteriores este equipo tuvo mejores considerables en las cuales resultaba el tiempo máximo de supervivencia, *Akutsu* realizó una serie de experimentos con animales y el tiempo de supervivencia fue de 25 días. Nuevamente en la Universidad de Utah, el Dr. *Jarvik* diseñó el *Jarvik-7* que logro mantener con vida a un ser vivo por 221 días [I.57].

Transcurría el año de 1984 cuando se trasplanto por primera vez el corazón artificial “Modelo *Jarvik-7*”, esta intervención quirúrgica se realizó en un paciente de 61 años con insuficiencia cardiaca, el corazón mecánico consta de dos ventrículos que están alimentados neumáticamente [I.58].

Se implentó el corazón artificial electrohidráulico *Cleveland Clinic-Nimbus* y fue puesto a prueba entre los meses de abril de 1991 y diciembre de 1992. En estas pruebas se implanto el corazón en ocho terneros, el primer experimento se realizó como una prueba a corto plazo específicamente 24 horas, la siguiente prueba se realizó en siete terneros, pero en este caso la prueba realizada fue para largo plazo, los primeros trasplantes realizados en personas se realizaron en el año de 1994 [I.59].

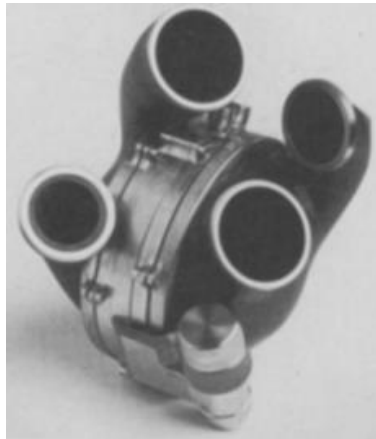


Figura I.19.- Corazón artificial *Cleveland Clinic-Nimbuss*

A finales de la década de los ochenta se comenzó a realizar pruebas con bombas rotativas, en este periodo es cuando surge el *Maglev Impeller TAH*, el primer diseño se puso a prueba en 1987. Sin embargo, esta prueba demostró que este dispositivo era implantable, el prototipo contenía los ejes de doble salida de un motor para cuando el motor cambiara de velocidad ambas bombas expulsaran sangre simultáneamente [I.60]. Estas bombas suministran flujo no pulsátil, a medida que el RPM's cambian se producían flujos pulsátiles, el dispositivo pesaba 365 gramos [I.61].

En gran parte del mundo, pero en específico en los Estados Unidos, los niños con insuficiencia cardíaca en etapa terminal incluidos en la lista de trasplante de corazón representar la mayor tasa de mortalidad en la lista de espera de trasplante [I.62]. Nuevamente *Berlin Heart Mediprodukt GmbH*, diseño un nuevo corazón al cual llamaron *Berlin Heart EXCOR*, este dispositivo fue diseñado exclusivamente para niños. En el año de 1992 se convirtió en el primer dispositivo pulsátil disponible comercialmente para niños pequeños, en el mismo año se realizó el primer trasplante en un niño de un año de edad. El tiempo promedio del soporte fue alrededor de 35 días, en lo que recibían un corazón sano y años después fue trasplantado en aproximadamente 68 niños [I.63].

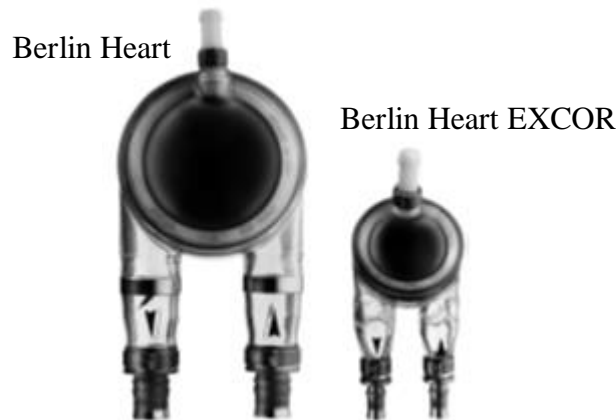


Figura I.20.- Comparación de *Berlin Heart* con el *Berlin Heart EXCOR*

En 1993, el *Jarvik-7* fue rebautizado como *CardioWest C-70*, el corazón artificial total era ortotópico, impulsado neumáticamente y pulsátil. El diafragma de poliuretano era controlado por un controlador externo, la computadora portátil integral monitoreaba la presión y el flujo de ambos ventrículos. En ese año fue aprobado por la *Food and Drug Administration (FDA)*, para la investigación clínica [I.64]. Se implanto en 17 personas, estas personas estuvieron con asistencia durante 116 antes de recibir su trasplante, debido a las altas tasas de mortandad se recomendó hacer los trasplantes lo antes posible [I.65].

El diseño y desarrollo del *CARMAT TAH*, comenzó en 1993 en París Francia, este diseño fue dirigido por *Alain Carpentier*. El *CARMAT TAH* contiene dos cámaras, las cuales están separadas por una membrana, un compartimento para sangre y el otro para líquidos [I.66]. Se implanto a doce terneros de los cuales 8 fueron entubados y cuatro pudieron beber agua y caminar un día después de la operación, este dispositivo está destinado para algún día reemplazar el corazón natural [I.67]. Asimismo, *Dick Sarns* desarrolló un oxigenador de membrana, está construido con fibras huecas de polipropileno micro poroso enrolladas en un módulo de gas, 17 pacientes adultos dieron su

consentimiento para realizar pruebas [I.68]. Desarrollo el *TAH Sarns-3M*, en la división de *Sarns de 3M Health Systems*, en 1993 el dispositivo se había implantado en 14 terneros y uno de estos animales logro sobrevivir 150 días, se trató de mejorar el diseño, pero solo una prueba paso con éxitos los resultados, las grandes debilidades de este sistema fue su gran tamaño y la falta de durabilidad a largo plazo, nunca se intentó la implantación en un ser humano [I.69].



Figura I.21.- Alain Carpentier y el *CARMATH TAH*



Figura I.22.- Dick Sarns y el *Sarns-3M*

En 1993, aprecia una nueva propuesta (dando continuidad al *Jarvik-7*), se trataba del *SynCardia TAH*. El primer trasplante aprobado se realizó en ese mismo año, hubo una persona que logró sobrevivir 1327 días como paciente ambulatorio [I.70]. Este trasplante fue ideal para personas con cardiopatía congénita y miocardiopatía en etapa terminal. Este dispositivo solía ser temporal en lo que encontraba un donante [I.71]. Aunque el dispositivo fue diseñado como soporte temporal hubo un paciente que pudo sobrevivir con el dispositivo por un lapso de 16 años con 4 meses [I.72]. Regresando a los marcapasos se creó un generador de impulsos moderno con una fuente de alimentación y un receptor para la comunicación telemétrica con el dispositivo de programación, todos los componentes electrónicos ahora estaban contenidos en un microchip que ya eran programables mediante un programa computacional, en este modo aparecieron diferentes tipos de marcapasos [I.73].

George P. Noon y *Michael E. De Bakey* comenzaron a desarrollar una bomba de flujo axial miniaturizada para utilizar como dispositivo de asistencia ventricular no pulsátil. Los ensayos clínicos comenzaron en Europa en noviembre de 1998. Se implanto la bomba en 51 pacientes [I.74]. Los pacientes apoyados con el dispositivo mostraron una recuperación más rápida con los que se implantaron sistemas pulsátiles, aunque deben de tener un chequeo constante. Este dispositivo solo pesa 93 gramos y tiene unas dimensiones de 86 milímetros de largo por 25 milímetros ancho [I.75]. *AbioCor* es el primer corazón artificial que se pudo implantar completamente dentro del cuerpo humano, los corazones anteriores tenían que estar ligados con diferentes máquinas, el corazón fue diseñado y desarrollado por *Abiomed*. Este mecanismo de bombeo propulsa hidráulicamente el fluido hacia adelante y hacia atrás, hace las contracciones muy parecidas a un corazón natural, la batería es insertada dentro del abdomen del donante para que ningún cable atraviese la piel y pueda surgir una infección. Uno de los aspectos en contra es la carga de batería ya que solo dura alrededor de 20 minutos y tiene que estar en constante carga. Esta carga se hace bajo inducción electromagnética. Los ensayos clínicos en humanos se iniciaron a principios del año 2001 [I.76]. Este dispositivo fue implantado a personas con insuficiencia cardíaca terminal que no eran candidatos a un trasplante, cuya mortalidad no era superior a los 30 días, aunque hubo un paciente que se pudo retirar a su domicilio y logró sobrevivir por un lapso de 7 meses. Esto era significativo ya que mejoraba un poco la calidad de vida de estas personas [I.77].



Figura I.23.- *Abiocor*

En el año 2001 la boba de sangre *CorAide* (The Cleveland Clinic Foundation), es una bomba de sangre permanente de tercera generación, la bomba finalizada pesaba 293 gramos. El diseño fue validado por un acumulado de 1.5 años de pruebas en animales [I.78]. Se implantó en 18 ternero, durante periodos de 1 a 3 meses. Los primeros 9 terneros se monitorearon durante aproximadamente 1 mes el siguiente estudio se realizó en tres terneros en el cual los estudios duraron aproximadamente 3 meses [I.79].

El dispositivo *Levitronix CentriMag*, este dispositivo fue implantado por primera vez en el año 2004. Es una bomba rotativa de levitación magnética diseñada para soporte extracorpóreo temporal, por periodos de hasta 14 días y con potencial de uso a largo plazo [I.80]. Este dispositivo fue el primero en ser simulado y diseñado en un estudio computacional, se simuló utilizando dinámica de fluidos (*CFD*). Estos estudios se compararon con los resultados experimentales y no mostraron grandes diferencias [I.81].

El dispositivo de asistencia ventricular izquierda *HeartMate II* se comenzó a desarrollar el dispositivo cuando se estableció una asociación entre el *centro McGowan* de la Universidad de Pittsburg y *Nimbus Company*. El sistema comenzó a probarse en 40 terneros, teniendo resultados satisfactorios, llevándose a cabo el primer trasplante a humanos [I.82]. La *FDA* aprobó un ensayo clínico para determinar la seguridad y eficiencia del *HeartMate II* como puente de trasplante cardíaco en febrero del 2005. El estudio se llevó a cabo en 26 centros de Estados Unidos, es una bomba rotativa de flujo continuo que proporciona una descarga continua hacia el ventrículo izquierdo, en noviembre del mismo año recibió la autorización para poder comercializarse en Europa [I.83].

Se hicieron implantes de prueba del corazón artificial *Jarvik 2000*, los estudios y experimentos se realizaron en ovejas, se implantaron 27 corazones adultos y 3 pediátricas, el modelo adulto media 2.5 cm de diámetro por 5.5 cm de largo con un peso de 85 g y la pediátrica media 1.4 cm de diámetro por 5 cm de largo con un peso de 18 g [I.84]. El *Jarvik 2000* es un tubo de Titanio de flujo axial, como se mencionó con anterioridad de tamaño muy pequeño [I.85]. En el año 2005 se iniciaron las pruebas con humanos, 8 pacientes se sometieron a la implantación, la duración más larga con el dispositivo fue de 1618 días, aproximadamente 4 años en lo que recibió un trasplante. [I.86].



Figura I.24.- Corazón artificial *Jarvik 2000*

En Chastwood, Australia, se desarrolló una bomba de sangre centrífuga implantable, fue desarrollado en la división de VentrAssist, Ventracor Ltd., la llamaron con el mismo nombre de la división *VentrAssist LVAD*. Esta bomba fue implantada de igual forma en ovejas, el estudio duro alrededor de 90 días [I.87]. En el 2006 el comité de ética de investigación en humanos en Helsinki aprobó los ensayos en seres humanos, se comenzaron a realizar ensayos de prueba en personas de edad avanzada para verificar la eficacia del implante, con esta prueba se pudo rediseñar el dispositivo. La *FDA* aprobó los ensayos en 30 pacientes y en 10 diferentes centros [I.88].

Un grupo de investigación de *Terumo Corporation*, *NTN Corporation* desarrollaron el sistema de asistencia ventricular izquierda llamado *DuraHeart*. Este dispositivo se comenzó a probar en 6 ovejas, los resultados del modelo I demostraron durabilidad a largo plazo con una supervivencia de hasta 864 días. El *Modelo II* se implantó intratorácicamente en una oveja y esta sobrevivió por un lapso de 482 días. Se produjo un *Modelo III* que igual fue puesto a prueba en una oveja [I.89]. En julio del 2008 el ensayo clínico con personas se aprobó por la *FDA*, se implanto a 6 personas en el *Center for Circulatory Support* de la Universidad de Michigan [I.90].

Se propuso un sistema de asistencia ventricular llamado el *Novel LVAS* como una bomba de alto rendimiento y menor tamaño, este dispositivo se accionaba neumáticamente con una fuente de energía externa [I.91]. *Liotta* continuó mejorando el dispositivo de asistencia ventricular al cual llamo *Novel LVAS II*, este dispositivo se sincronizaba con electrocardiograma, el conector de la bomba giraba 180° con relación al dispositivo anterior [I.92]. Se comenzó a implantar en seres humanos que no eran candidatos a cirugía debido a una enfermedad avanzada [I.93]. En el año 2017 se comenzaron a realizar pruebas *in vitro* que permitió simular los parámetros circulatorios. En el nuevo sistema se podía monitorear vía *online* los parámetros clínicos mediante el uso de internet [I.94].

Se desarrolló y probó el corazón llamado *BiVACOR*, se implantó en una vaca, a lo largo de la prueba, el animal se mantuvo en óptimas condiciones de salud. El *BiVACOR* está diseñado en un nuevo enfoque, en lugar de utilizar una bomba mecánica que imitara las funciones básicas del corazón, el dispositivo lo constituía un disco giratorio, suspendido en un campo magnético. Con solo una parte móvil el *BiVACOR* envía sangre rica en Oxígeno al cuerpo y devolver la sangre sin Oxígeno a los pulmones [I.95]. En el 2020, se recluto a pacientes en espera de trasplante de corazón, se registró los tamaños del tórax de cada paciente y se crearon dispositivos hechos a la medida,

este estudio describió la primera adaptación anatomía en el ser humano del corazón artificial total [I.96].

Como se mencionó con anterioridad la compañía *CARMAT* de la mano de *Alain Carpentier* está trabajando para en un futuro implementar un corazón artificial de manera permanente [I.97]. El *CARMAT-Total Artificial Heart (C-TAH)*, está diseñado para proporcionar un reemplazo cardiaco para pacientes con insuficiencia cardiaca en etapa terminal. El *C-TAH* utiliza sensores de presión integrados para regular la salida de la bomba. Está integrado por dos bombas rotativas y la prótesis está rodeada por una bolsa flexible de poliuretano. Este dispositivo proporciona una terapia de reemplazo casi fisiológica, se implanto en 10 pacientes para ensayos clínicos donde el resultado fue muy bueno para mejorar la calidad de vida [I.98]. De nueva cuenta la compañía *CARMAT*, diseño el corazón artificial total *Aeson (A-TAH)*, como un reemplazo para pacientes con insuficiencia biventricular, para este estudio se incluyeron a 4 hombres y se tomaron pruebas antes de la implantación del dispositivo se compararon con las pruebas realizadas después del implante [I.99]. Recibió la aprobación de la *FDA* para inscribir a otras 10 personas para pruebas, ya se mejoró el dispositivo en comparación con la primera prueba que se realizó a 4 personas, a diferencia de los otros dispositivos que son bombas de rotor centrifugo el *Aeson TSH* es electrohidráulico, contrae e impulsa la sangre hacia delante similar al miocardio [I.100].



Figura I.25.- Aeson-TAH

I.3.- Planteamiento del problema

Las enfermedades cardiacas han ido en aumento debido a los malos hábitos adquiridos por las personas a lo largo de los años como son el tabaquismo, el incremento de personas con obesidad que ha ido en aumento entre los niños, la falta de actividad física, el consumo excesivo de bebidas embriagantes, en otros casos por enfermedades crónicas como son la hipertensión arterial, la diabetes, la hiperlipidemia y por último por padecimientos adquiridos desde el nacimiento llamados comúnmente enfermedades congénitas.

Con los factores mencionados han aumentado los casos de enfermedades en el corazón y en los vasos sanguíneos.

Las válvulas cardiacas son algunas de las afectadas, estas tienen aletas que se abren y cierran asegurando que la sangre fluya hacia un solo sentido cuando el corazón late hace que las aletas abran y entre cada latido las mismas aletas se cierran, si alguna de las válvulas no se abre de forma correcta pueden afectar el flujo y afectar directamente el funcionamiento del corazón.

La mayoría de los problemas de las válvulas cardiacas se pueden atender ya sea con medicamento, cambio en el estilo de vida de la persona y por último con cirugía.

En la cirugía puede variar ya sea para reconstrucción o de alguna forma reparación y la otra sería el reemplazo de la válvula cardiaca por una artificial, hay dos tipos de válvulas:

- Válvulas biológicas, hechas de tejido porcino, vacuno y de humano.
- Válvulas mecánicas, diseñadas por el ser humano.

Las válvulas mecánicas están diseñadas de materiales artificiales, como metales, polímeros y cerámicos, estas válvulas tienden a tener un tiempo de vida largo, aunque los pacientes tendrán que tomar anticoagulantes por el resto de su vida.

Se realizarán diseños de válvulas para comprender de mejor manera el comportamiento de los materiales seleccionados, se aplicarán diferentes cargas y verificar que el material es el adecuado para realizar la válvula.

I.4.- Sumario

En el trabajo realizado se abordó una breve conceptualización de las partes de corazón humano, sus características fisiológicas del corazón en una persona sana, la inquietud de los humanos por tratar de mejorar la calidad de vida de una persona con el corazón dañado, los primeros intentos para tratar de resolver las incógnitas acerca del corazón.

Las primeras personas que intentaron trasplantar el corazón en animales para en un futuro poder seguir ese tratamiento con personas, los diferentes dispositivos diseñados para poder estimular de alguna forma el corazón y ver su funcionamiento y comportamiento en las personas las historias de éxito y de fracaso en el trasplante de estos dispositivos y sus mejoras consiguientes formándose grandes avances en cuanto al diseño y funcionamiento.

I.5.- Referencias

- 1.- Le Vay, D., *Anatomía y Fisiología Humana*, 2ª edición, Ed. Paidotribo, pp 381-382, 2015.
- 2.- Marieb, E. L., *Anatomía y Fisiología Humana*, 9ª edición, Ed. Pearson, pp 362-363, 2009.
- 3.- Saladin, K. S., *Anatomía Fisiología; La Unidad entre Forma y Función*, 6ª edición, Ed. McGraw-Hill, pp 716-717, 2013.
- 4.- Ditlea, S., Éxitos y limitaciones de un corazón artificial, *Investigación y Ciencia*, No. 312, pp 46-56, 2002.
- 5.- Escaned-Barbosa, J., Breve historia del corazón y de los conocimientos cardiológicos, *Libro de Salud Cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*, Ed. BBVA, pp 23-33, 2007.
- 6.- Hoystad, O. M., *Historia del Corazón; Desde la Antigüedad Hasta Hoy*, 1ª edición, Ed. Lengua de Trapo, pp 15-18. 2008.
- 7.- Thierer, J., *El Corazón de la Antigua Grecia; De Homero a la Escuela de Alejandría*, Ed. Sociedad Argentina de Cardiología, pp 1-4, 2016.
- 8.- Festa, E., *Galileo; La Lotta per la Scienza*, 1ª edición, Ed. Laterza, pp 24, 2007.
- 9.- Gaukroger, S., *Descartes; An Intellectual Biography*, Ed. Oxford University Press, 1997.
- 10.- Felts, J. H. y Lower, R., Anatomist and physiologist, *Annals of Internal Medicine*, Vol. 132, No. 5, pp 420-423, 2000.
- 11.- Roguin A., Adolf Eugen Fick (1829-1901); The man behind the cardiac output equation, *The American Journal of Cardiology*, Vol. 133, pp 162-165, October 2020.
- 12.- Bichat, X., *Recherches Physiologiques Sur La Vie et la Mort*, 9ª edición, Ed. Charpentier, pp 151-169, 1800.
- 13.- Aldini, P. J., Essai théorique et expérimental sur le galvanisme avec une série d'expériences, *De l'Imprimatur de Fournier Fils*, No. 1304, pp 16-17, 1804.
- 14.- McWilliams, J. A., Electrical stimulation of the heart in man, *The British Medical Journal*, Vol. 1, No. 1468, pp 348-350, 1889.
- 15.- Hyman, A. S, Resuscitation of the stopped heart by intracardiac therapy; Experimental use of an artificial pacemaker, *Archives of Internal Medicine*, Vol. 50, No. 2, pp 283-305, 1932.
- 16.- Mond, H. G., Sloman, J. G. y Edwards, R. H., The first pacemaker, *PACE; Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 5, No. 2, pp. 278-282, April 1982.
- 17.- Fernández-Díaz, V., *Satisfacción Percibida por el Paciente al que se le Implanta un Marcapasos Definitivo Tras la Implantación de uno Temporal Transvenoso Previo*, Tesis de Maestría, Universidad de Oviedo, pp 8-9, 2012.

- 18.- Furman, S., Early history of cardiac pacing and defibrillation, *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, Vol. 2, No. 1, pp 2-3, 2002.
- 19.- Arabia, F. A., Update on the total artificial heart, *Journal of Cardiac Surgery*, Vol. 22, pp 222-227.
- 20.- Hallowell C., Charles Lindbergh's artificial heart, *American Heritage of Invention and Technology*, Vol. 1, No. 2, pp 58-62, 1985.
- 21.- De Bakey, M., A simple continuous-flow blood transfusion instrument, *New Orleans Medical and Surgical Journal*, Vol. 87, No. 6, pp 386-389, 1934.
- 22.- Shumacker, H. B., A Surgeon to remember; Notes about Vladimir Demikhov, *Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 58, No. 4, pp 1196-1198, 1994.
- 23.- Konstantinov, I. E., At the cutting edge of the impossible, *Text Heart Institute Journal*, Vol. 36, No. 5, pp 453-458, 2009.
- 24.- Kermode-Scott, B., Wilfred G. Bigelow; A pioneer of open heart surgery, who co-developed the first electronic pacemaker, *British Medical Journal*, Vol. 330, No. 7497, pp 967, 2005.
- 25.- Hopps, J. A., The development of the pacemaker, *PACE; Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 4, No. 1, pp 106-108, 1981.
- 26.- Zoll, P. M., Development of electric control of cardiac rhythm, *Journal of the American Medical Association*, Vol. 226, No. 8, pp 881-886, 1973.
- 27.- Zoll, P. M., Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation, *The England Journal of Medicine*, Vol. 247, No. 20, pp 768-771, 1952.
- 28.- Gutiérrez-Fuster, E., Evolución del marcapasos y de la estimulación eléctrica del corazón, *Archivo de cardiología de México*, Vol. 75, No. 3, pp 247-251, 2005.
- 29.- Gott, V. L., Critical role of physiologist John A. Johnson in the origins of minnesota's billion-dollar pacemaker industry, *The Annals of the Thoracic Surgery*, Vol. 83, No. 1, pp 349-353, 2007.
- 30.- Castillo, S. G., John Heysham Gibbon and the 60th anniversary of the first successful heart-lung machine; Brief notes about the development of cardiac surgery in Europe and Slovakia, *Bratisl Lek Listy*, Vol. 114, No. 5, pp 247-250, 2013.
- 31.- Michael-Angelo F., *Dr. John H. Gibbon, Jr. and Jefferson's Heart-Lung Machine: Commemoration of the World's First Successful Bypass Surgery*, Ed. Thomas Jefferson University, 2015.
- 32.- Mustard, W. T. y Thomson, J. A., Clinical experience with the artificial heart lung preparation, *The Canadian Medical Association Journal*, Vol. 76, No. 4, pp 265-269, 1957.

-
- 33.- Stoney, W. S., Evolution of cardiopulmonary bypass, *Circulation*, Vol. 119, pp 2844-2853, 2009.
- 34.- Dodrill, F. D., Exhibit of the mechanical heart, *AMA Archives of Surgery*, Vol. 70, No. 5, pp 787-792, 1952.
- 35.- Stephenson, L. W., Arbulu, A., Basset, J. S., Silbergleit, A. y Hughes, C. H., The Michigan heart; The world's first successful open heart operation? Part I, *Journal of Cardiac Surgery*, Vol. 17, No. 3, pp 238-246, 2002.
- 36.- Miller, B. J., Gibbon, J. H. y Gibbon, H., Recent advances in the development of a mechanical heart and lung apparatus, *Annals of Surgery*, Vol. 134, No. 4, pp 694-708, 1951.
- 37.- Beck, H., Boden, W. E., Patibandla, S., Kireyev, D., Gupta, V., Campagna, F., Cain, M. E. y Marine J. E., 50th anniversary of the first successful permanent pacemaker implantation in the united states, Historical review and future directions, Vol. 106, No. 6, pp 810-818, 2010.
- 38.- Lillehei, C. W., Gott, V. L., Hodges, Jr. P.C., Long, D. M. y Bakken, E. E., Transistor pacemaker for treatment of complete atrioventricular dissociation, *Journal of the American Medical Association*, Vol. 172, No. 18, pp 2006-2010, 1960.
- 39.- Larsson, B., Elmqvist, H., Rydén, L. y Schüllers, H., Lesson from the first patient with an implanted pacemaker; 1958-2001, *PACE; Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 26, pp 114-124, 2003.
- 40.- Senning, A., Cardiac pacing in retrospect, *The American Journal of Surgery*, Vol. 145, pp 733-739, 1983.
- 41.- Rodríguez-García, J., Historia de la estimulación cardiaca eléctrica; Los Marcapasos, *Ars Médica; Revista de Humanidades*, Vol. 4, pp 94-107, 2005.
- 42.- Chardack, W. M., Gage, A. A. y Federico, A. J., Clinical experience with an implantable pacemaker, *Annals of the New York Academy of Sciences*, Vol. 111, No. 3, pp 1075-1092, 1964.
- 43.- Akutsu, T., Dreyer, B. y Kolff, W. J., Polyurethane artificial heart valves in animals, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 14, No. 6, pp 1045-1048, 1959.
- 44.- Haberman, C., Artificial hearts ticking along decades after Jarvik-7 debate, *Health and Medicine, The New York Times*, 2016.
- 45.- Brozzi, N.A, Cifuentes, R., Saba, I., Rusconi, P., Ghodsizad, A., Salinero, M., Wu, C.O., Benegas, S. y Loebe, M., Historia de los dispositivos de asistencia circulatoria mecánica implantarles y desarrollo de programas de insuficiencia cardiaca avanzada, *Revista Argentina de Cirugía Cardiovascular*, Vol. 17, No. 2, pp 51-57. 2019.
-

-
- 46.- Liotta, D., Hall, W.C., Henly, W. S., Cooley, D. A., Stanley-Crawford, E. y De Bakey, M. E., Prolonged assisted circulation during and after cardiac or aortic surgery, *The American Journal of Cardiology*, Vol. 12, No. 3, pp 399-405, 1963.
- 47.- De Bakey, M. E., Left ventricular bypass pump for cardiac assistance clinical experience, *The American Journal Cardiology*, Vol. 27, No. 1, pp 3-11, 1971.
- 48.- De Bakey, M. E., John Gibbon and the heart-lung machine; A personal encounter and his important for cardiovascular surgery, Gibbon's heart-lung machine, *The Annals of Thoracic surgery*, Vol. 76, No. 6, pp 88-94, 2003.
- 49.- Kwan-Gett, C., Zwart, H. H. J., Kralios, A. C., Kessler, T., Backman, K. y Kolff, W. J., A prosthetic heart with hemispherical ventricles designed for low hemolytic action, *Transactions of the American Society of Artificial Internal Organs*, Vol. 16, No. 1, pp 409-415, 1970.
- 50.- Liotta, D., Taliani, T., Giffoniello, A. H., Deheza, F. S., Liotta, S., Lizarraga, R., Tolocka, L., Panano, J. y Biancotti, E., Artificial heart in the chest; Preliminary report, *American Society for Artificial Internal Organs*, Vol. 7, No. 1, pp 318-322, 1961.
- 51.- Hall, W.C., Liotta, D. y De Bakey, M. E., Bioengineering efforts in developing artificial hearts and assistors, *The American Journal of Surgery*, Vol. 114, No. 1, pp 24-30, 1967.
- 52.- Cerviño, C. O., A 50 años del primer implante de un corazón artificial total, *Revista de Investigaciones Científicas de la Universidad de Morón*, Año 2, No. 4, 2019.
- 53.- Drews, T., Loebe, M., Hennig, E., Kaufmann, F., Müller, J. y Hetzer, R., The Berlin Heart assist device, *Perfusion*, Vol. 15, No. 4, pp 387-396, 2000.
- 54.- Kawai, J., Volder, J., Donovan, F. M. y Kolff, W. J., Long-term effects of the artificial heart, *Annals of Surgery*, Vol. 179, No. 3, pp 362-371, 1974.
- 55.- Frazier, O. H., In memoriam Tetsuzo Akutsu, *Texas Heart Institute Journal*, Vol. 35, No. 1, pp 4, 2008.
- 56.- Cooley, D. A., Akutsu, T., Norman, J. C., Serrato, M. A. y Frazier, O. H., Total artificial heart in two-staged cardiac transplantation; Cardiovascular diseases, *Bulletin of the Texas Heart Institute*, Vol. 8, No. 3, pp 305-319, 1981.
- 57.- Jarvik, R. K., The total artificial heart, mechanical substitutes for the natural heart are steadily getting better; In time they will be ready for human beings needing them, a development with social implications as well as medical ones, *Scientific American*, Vol. 244, pp 74-80, 1980.
- 59.- DeVries, W. C., Anderson, J. L., Joyce, L. D., Anderson, F. L., Hammond, E. L., Jarvik, R. K., Lem, W. y Kolff, J., Clinical use of the total artificial heart, *The New England Journal of Medicine*, Vol. 130, No. 5, pp 273-278, 1984.
-

-
- 59.- McCarthy, P., Fukamachi, K., Fukumura, F., Muramoto, K., Golding, L. A. R. y Harasaki, H., The Cleveland Clinic-Nimbus total artificial heart; In vivo hemodynamic performance in calves and preclinical studies, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 108, No. 3, pp 420-428, 1994.
- 60.- Qian, K. X., Zeng, P., Ru, W. M. y Yuan, H. Y., A novel permanent Maglev impeller TAH; Most requirements on blood pumps have been satisfied, *Journal of Biomaterials Applications*, Vol. 18, No. 1, pp 53-61, 2003.
- 61.- Qian, K. X., A new total heart design via implantable impeller pumps, *Journal of Biomaterials Applications*, Vol. 4, No. 4, pp 405-418, 1990.
- 62.- Mah, D., Singh, T., Thiagarajan, R. R., Gauvreau, K., Piercey, G. E., Blume, E. F., Fynn-Thompson, F. y Almond, C. S. D., Incidence and risk factors for mortality in infants awaiting heart transplantation in the USA, *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, Vol. 28, No. 12, pp 1292-1298, 2009.
- 63.- Hetzer, R., Meskishvili, V. A., Weng, Y., Hübler, M., Potapov, E., Drewa, T., Hening, E., Kaufmann, F. y Stiller, B., Mechanical cardiac support in the young with the berlin heart excorporeal ventricular assist device; 15 years' experience, *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery; Pediatric Cardiac Surgery Annual*, Vol. 9, No. 1, pp 99-108, 2006.
- 64.- Leprince, P., Bonnet, N., Rama, A., Le'ger, P., Bors, V., Levasseur, J. P., Szefer, J., Vaissier, E., Pavie, A. y Gandjbakhch, I., Bridge to transplantation with the Jarvik-7 (CardioWest) total artificial heart; A single-center 15-year experience, *The Journal of Heart Lung Transplantation*, Vol. 22, No. 12, pp, 1296-1303, 2002.
- 65.- Tsau, P. H., Arabia, F. A., Toporoff, B., Paramesh, V., Sethi, G. K. y Copeland, J. G., Positive panel reactive antibody titers in patients bridged to transplantation with a mechanical assist device; Risk factors and treatment, *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs*, Vol. 44, No. 5, pp 634-637, 1998.
- 66.- Mohacsi, P. y Leprince, P., The CARMAT total artificial heart, *European Journal Cardio-Thoracic Surgery*, Vol. 46, No. 6, pp 933-934, 2014.
- 67.- Latrémouille, C., Duveau, D., Cholley, B., Zilberstein, L., Belbis, G., Boughenou, M. F., Meleard, D., Bruneval, P., Adam, C., Neuschwander, A., Perles, J. C., Jansen, P. y Carpentier, A., Animal studies with the CARMAT bio-prosthetic total artificial heart, *European Journal of Cardio-Thoracic surgery*, Vol. 47, No. 5, pp 172-179, 2015.
- 68.- Zacour, R. K., Clinical evaluation of the Sarns membrane oxygenator, *Perfusion*, Vol. 3, No. 3, pp 219-224, 1988.
-

-
- 69.- Smith, P. A., Cohn, W. E. y Frazier, O. H., Chapter 7; Total artificial hearts, *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*, pp 221-244, 2018.
- 70.- Copeland, J. G., Copeland, H., Gustafson, M., Mineburg, N., Covington, D., Smith, R. G. y Friedman, M., Experience with more than 100 total artificial heart implants, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 143, No. 4, pp 727-734, 2011.
- 71.- Torregrosa, G., Anyanwu, A., Zucchetta, F. y Gerosa, G., SynCardia; The total artificial heart, *Annals of Cardiothoracic Surgery*, Vol. 3, No. 6, pp 612-620, 2014.
- 72.- Copeland, J. G., Copeland, H., Gustafson, M., Mineburg, N., Covington, D., Smith, R. G. y Friedman, M., Experience with more than 100 total artificial heart implants, *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Vol. 143, No. 3, pp. 727-734, 2012.
- 73.- Ferguson, T. B., *Current Problems in Surgery*, Vol. 34, No. 1, pp 4-108, 1997.
- 74.- Noon, G. P., Morley, D. L., Irwin, S., Abdelsayed, S. V., Bentokowski, R. J. y Lynch, B. E., Clinical experience with the MicroMed DeBakey ventricular assist device, *Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 71, Suppl. 1, pp 133-138, 2001.
- 75.- Potapov, E., Koster, A., Loebe, M., Hennig, E., Fischer, T., Sodian, R. y Hetzer, R., The MicroMed DeBakey VAD- Part I; The pump and the blood flow, *The Journal of the American Society of Extra-Corporeal Technology*, Vol. 35, pp 274-283, 2003.
- 76.- Ditlea, S., Éxitos y limitaciones de un corazón artificial, *Investigación y Ciencia*, Vol. 2002, pp 46-56, 2002.
- 77.- Dowling, R. D., Gray, L. A., Etoch, S. W., Laks, H., Marelli, D., Sammuels, L., Entwistle, J., Couper, G., Vlahakes, G. J. y Frazier, O. H., The AbioCor implantable replacement heart, *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 75, No. 6, pp 93-99, 2003.
- 78.- Horvath, D. J., Golding, L. A. R., Massiello, A. L., Medvedev, A. L., Gerhart, R. L., Ochiai, Y., Krogulecki, A. Y. y Fukamachi, K., The CorAid blood pump, *Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 71, No. 3, pp 191, 2001.
- 79.- Fukamachi, K., Ochiai, Y., Doi, K., Massiello, A. L., Medvedev, A. L., Horvath, D. J., Gerhart, R. L., Chen, J. F., Krogulecki, A. Y., Takagaki, M., Howard, M. W., Kopcak, Jr. M. W. y Golding, L. A. R., chronic evaluation of the cleveland clinic CorAide left ventricular assist system in calves, *Artifice Organs*, Vol. 26 No. 6, pp 539-533, 2002.
- 80.- Loforte, A., Montalto, A., Ranocchi, F., Della-Monica, P. L., Casali, G., Lappa, A., Contento, C. y Musumeci, F., Levitronix CentriMag third-generation magnetically levitated continuous flow pump as bridge to solution, *American Society for Artificial Internal Organs Journal*, Vol. 57, No. 4, pp 247-253, 2011.
-

-
- 81.- Zhang, J., Gellman, B., Koert, A., Dasse, K. A., Gilbert, R. J., Griffith, B. P. y Wu, Z. J., Computational and experimental evaluation of the fluid dynamics and hemocompatibility of the Centrimag blood pump, *Artificial Organs*, Vol. 30, No. 3, pp 168-177, 2006.
- 82.- Griffith, B. P., Kornos, R. L., Borovetz, H., Litwak, K., Antaki, J. F., Poirier, V. L. y Butler, K. C., HeartMate II left ventricular assist system; From concept to first clinical use, *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 71, No. 3, pp 116-120, 2001.
- 83.- Sheikh, F. H. y Russell, S. D., HeartMate II continuous-flow left ventricular assist system, *Expert Review Medical Devices*, Vol. 8, No. 1, pp 11-21, 2011.
- 84.- Westaby, S., Katsumata, T., Houel, R., Evans, R., Pigott, D., Frazier, O. H. y Jarvik, R., Jarvik 2000 heart potential for bridge to myocyte recovery, *Circulation*, Vol. 98, No. 15, pp 1568-1574, 1998.
- 85.- Westaby, S., Banning, A. P., Jarvik, R., Frazier, O. H., Pigott, D., Jin, X. Y., Catarino, P., Saito, S., Ronson, D., Frelland, A., Myers, T. J. y Poole-Wilson, P. A., First permanent implant of the Jarvik 200 heart, *The Lancet*, Vol. 356, pp 900-903, 2000.
- 86.- Yoshioka, D., Matsumiya, G., Toda, K., Sakaguchi, T., Yoshikawa, Y., Saito, S., Matsuda, H. y Sawa, Y., Clinical results with Jarvik 2000 axial flow left ventricular assist device; Osaka University Experience, *Journal of Artificial Organs*, Vol. 17, No. 4, pp 308-314, 2014.
- 87.- Van der Meer, A. L., James, N. L., Edwards, G. A., Esmore, D. S., Rosenfeldt, F. L., Begg, J. D. y Woodard, J. C., Initial in vivo experience of the Ventrassist implantable rotary blood pump in sheep, *Artificial Organs*, Vol. 27, No. 1, pp 21-26, 2003.
- 88.- Esmore, D., Spratt, P., Larbalestier, R., Tsui, S., Fiane, A., Ruygrok, P., Meyers, D. y Woodard, J. D., VentrAssist left ventricular assist device: clinical trial results and clinical development plan update, *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, Vol. 32, No. 5, pp 735-744, 2007.
- 89.- Nojiir, C., Kijima, T., Maekawa, J., Horiuchi, K., Kido, T., Sugiyama, T., Mori, T., Sugiura, N., Asada, T., Ozaki, T., Suzuki, M., Akamatsu, T. y Akutsu, T., Terumo implantable left ventricular assist system; Results of long-term animal study, *American Society for Artificial Internal Organs Journal*, Vol. 46, No. 1, pp 117-122, 2000.
- 90.- Griffith, K., Jenkins, E., Pagani; First American experience with the Terumo DuraHeart left ventricular assist system, *Perfusion*, Vol. 24, No. 2, pp 83-89, 2009.
- 91.- Liotta, D., Novel left ventricular assist system, *Texas Heart Institute Journal*, Vol. 30, No. 3, pp 194-201, 2003.

-
- 92.- Liotta, D., Novel left ventricular assist System II, *Texas Heart Institute Journal*, Vol. 31, No. 3, pp 278-282, 2004.
- 93.- Cervino, C., Nasini, V., Sroka, A., Diluch, A., Cáceres, M., Sellanes., Malusardi, A., del Rio, M., Pham, S. M. y Liotta, D., Novel left ventricular system I and II for cardiac recovery, *Texas Heart Institute Journal*, Vol. 32, No. 4, pp 535-540, 2005.
- 94.- Cervino, C. O., Irusta, A., Nasini, V. y Liotta, D., Sistema de asistencia izquierda: Novel-LVAS, *Revista Argentina de Bioingeniería*, Vol. 21, No. 1, pp 4-12, 2017.
- 95.- Amirkhan, N., The maglev heart; BIVACOR, *Toosi University of Technology*, pp 1-11, 2020.
- 96.- Emmanuel, S., Watson, A., Connellan, M., Jansz, P., Timms, D. y Existenward, C., First in man anatomical fitting study of the BiVACOR total artificial heart, *The Journal Heart and Lung Transplantation*, Vol. 39, No. 4, pp 189, 2020.
- 97.- Modolo, R. y Serruys, P. W., Aproposito de la nueva REC; Interventional cardiology ¿Hacia dónde vamos? Un dialogo entre generaciones, *REC Interventional Cardiology*, Vol. 1, No. 1, pp 6-10, 2019.
- 98.- Netuka I., Pys Y., Poitier B., Ivak P., Konarik M., Christophe-Perlès J., Blazejová Z., Riha H., Bekbossynova M., Medressova A., Bousquet F., Latrémouille C., Jansen P., First Clinical Experience with the Pressure Sensor–Based Autoregulation of Blood Flow in an Artificial Heart, *ASAIO Journal*, Vol. 67, N° 10, pp. 1110-1108, 2021.
- 99.- Guyonnet, L., Detriché, G., Gendron, N, Philippe, A., Latrémouille, C., Soret, L., Capel, A., Peronimo, C., Jansen, P., Ivak, P., Carpentier, A., Mirault, T., Netuka, I., Guerin, C. y Smadja, D. M., Elevated circulating stem cells level is observed one month after implantation of CARMAT bioprosthetic total artificial heart, *Stem Cell Reviews and Reports*, Vol. 17, pp 2332-2337, 2021.
- 100.- Han, J. J., Aeson-The CARMAT total artificial heart is approved for enrollment in the United States, *Artificial Organs*, Vol. 45, No. 5, pp 445-446, 2021.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

II.1.- Corazón

El corazón es un órgano muscular también denominado bomba muscular que a pesar de su tamaño y peso ofrecen pocas pistas de su increíble resistencia, el corazón es del tamaño de un puño cerrado de una persona adulta, lleno de orificios y en forma de cono que pesa aproximadamente entre 250 y 300 gramos, situado en la caja torácica por encima del diafragma en la región denominada mediastino, casi dos terceras partes se sitúan en el hemitórax izquierdo y entre los pulmones (Figura II.1). Este revestido dentro de un saco llamado pericardio esta capa ayuda a proteger al corazón y lo ancla a sus estructuras circundantes [II.1]. El pericardio consta de dos partes principales, el pericardio fibroso y el seroso, el fibroso es un saco de tejido fibroso no elástico, su función es evitar el excesivo estiramiento del corazón durante la diástole, el pericardio seroso es una fina membrana formada por dos capas, el epicardio y el parietal, contiene una fina capa de líquido seroso reduce la fricción entre las capas visceral y parietal durante los movimientos del corazón [II.2].

El peso del corazón varía según la edad, el tamaño y el propio peso de la persona, con estos datos se considera que el corazón pesa el 0.45% del peso corporal en el hombre y el 0.40% en la mujer, cuando se trata de deportistas profesionales normalmente muestra un aumento fisiológico o natural de su peso [II.3].

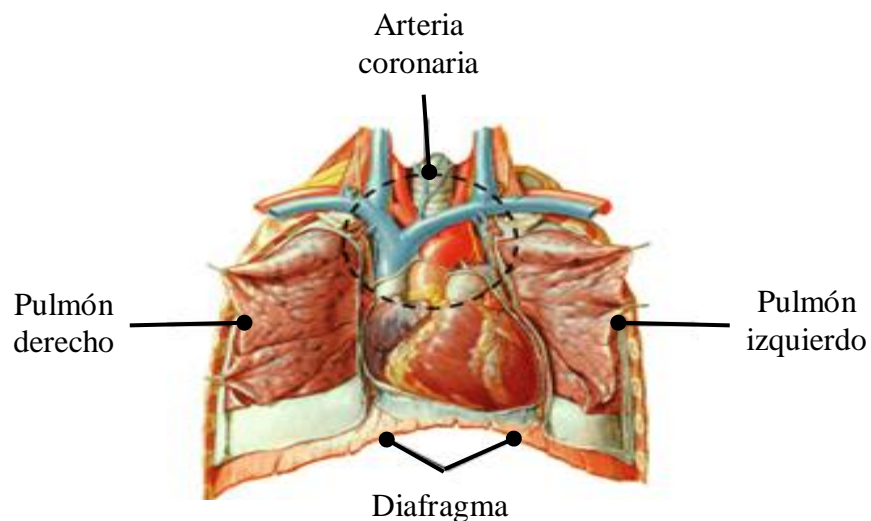


Figura II.1.- Ubicación de corazón

II.2.- Ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco es un comportamiento sorprendente pues combina fenómenos eléctricos y mecánicos, así como los cambios físicos en presión, flujo y volumen de sangre, este suceso tiene lugar en las cavidades auriculares y ventriculares durante cada latido cardíaco. Es un fenómeno sumamente complejo, que consta de dos fases: la diástole, la cual las cavidades cardíacas se relajan y se llenan de sangre, y la sístole, durante la cual las aurículas y los ventrículos se contraen, expulsando la sangre hacia los ventrículos y hacia la circulación pulmonar y sistémica (Figura II.2) [II.4].

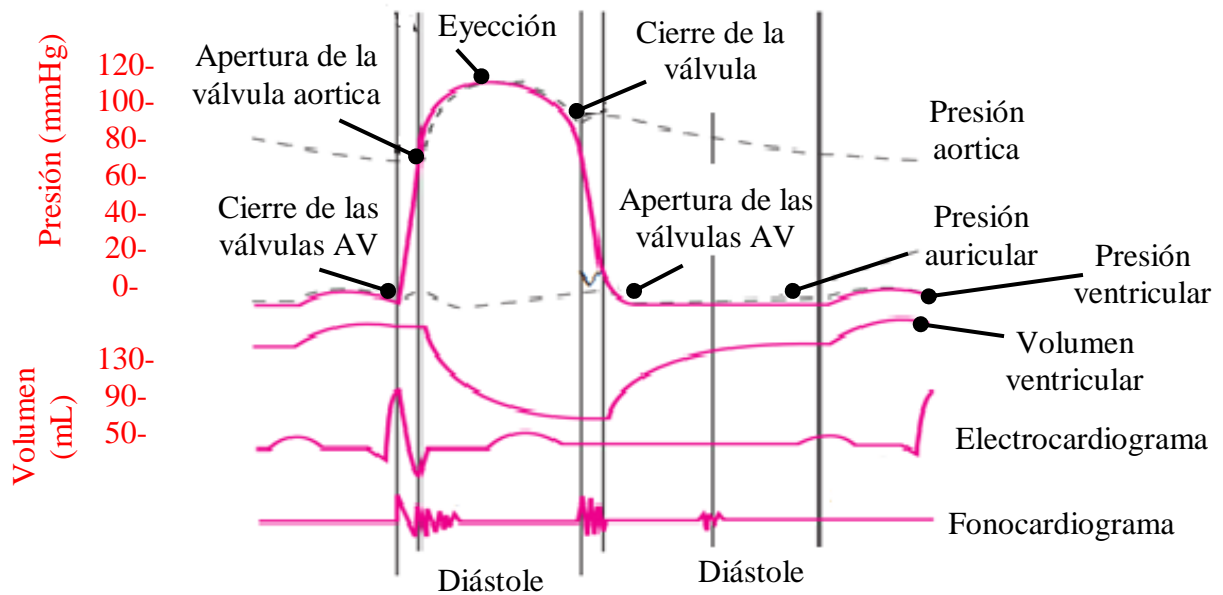


Figura II.2.- Ciclo cardíaco

II.2.1.- Diástole

Llenado de los ventrículos: Comienza con la apertura de la válvula mitral, antes de abrir la válvula mitral el volumen inicial del ventrículo es aproximadamente de 50 ml y una presión de 2-3 mmHg, el volumen final es aproximadamente de 120 ml y la presión aumenta hasta 7-8 mmHg.

Contracción isovolumétrica: Cuando comienza la contracción ventricular aumenta drásticamente la presión lo que provoca el cierre de la válvula mitral para impedir el flujo retrogrado hacia aurícula, la presión aumenta hasta igualarse con la de la aorta aproximadamente a 80 mmHg, esto es llamado presión diastólica, la válvula mitral y aórtica se encuentran cerradas.

II.2.2.- Sístole

Fase III, Período de eyección: cuando la presión rebasa los 80 mmHg la presión abre la válvula aórtica, el volumen resultante es aproximadamente de 70 ml lo que se llama volumen sistólico, en la eyección la presión sistólica aumenta debido a la contracción del ventrículo, la presión máxima alcanzada en este punto es aproximadamente de 120 mmHg a este cambio físico se le llama presión sistólica, es la presión máxima alcanzada en la aorta (Figura II.3).

Relajación isovolumétrica: Al final de la sístole comienza la presión ventricular desciende rápidamente, la presión de la aorta que está llena de sangre supera la presión ventricular que va en descenso, lo que provoca que la sangre regrese al ventrículo y esto provoca el cierre súbito de la válvula aórtica, el ventrículo continua relajándose, la presión desciende por debajo de la presión auricular de 2 a 3 mmHg y la válvula mitral se abre, permitiendo que el ventrículo se llene y comience un nuevo ciclo [II.5], [II.6].

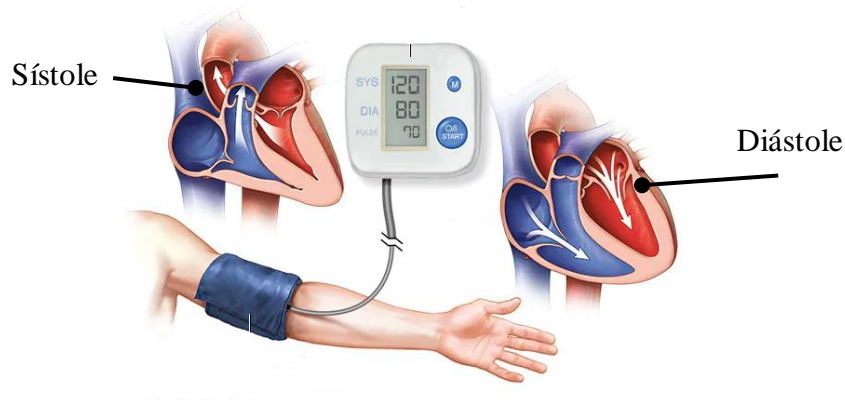


Figura II.3.- Presión arterial

II.3.- Ventriculos y Aurículas

El corazón esta dividido en dos partes las cuales se describen por corazón derecho y corazón izquierdo, en cada una de esas mitades hay dos cavidades una aurícula y un ventrículo, cada una de las aurículas comunica con el ventrículo correspondiente por un orificio provisto de válvulas que aseguran una circulación sanguínea en un solo sentido, las aurículas llegan a las venas y los ventrículos llegan a las arterias [II.7]. Con el transcurso de los años la grasa tiende a ir en acumulación en el pericardio sobre todo en los surcos atrioventriculares, el depósito de grasa epicardica puede estar asociado a un mayor riesgo de una falla cardiaca tras un infarto al miocardio transmural agudo [II.8].

La sangre llega al corazón por las aurículas y sale impulsado por los ventrículos, constituyen un sistema perfecto de riego con sangre rica en oxígeno y recolección de la que es pobre en oxígeno mientras que los vasos sanguíneos actúan como una tubería, con cada latido un corazón impulsa una cantidad aproximada de 60-90 ml (Figura II.4). Los ventrículos son los que se encargan de impulsar la sangre a todas las células del organismo mientras las aurículas contribuyen al relleno óptimo de los ventrículos en cada latido [II.9].

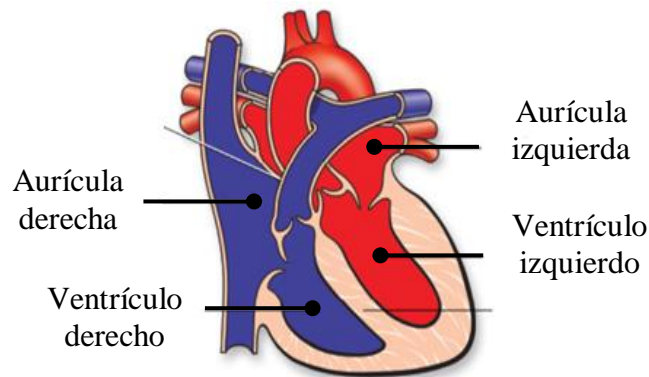


Figura II.4.- Hemisferios del corazón

II.3.1- Ventrículo derecho

El ventrículo derecho (VD) es la cámara anterior y se sitúa detrás del esternón, lo delimita el anillo tricúspide y la válvula pulmonar, se divide en tres componentes:

1. Tracto de entrada.
2. Miocardio trabeculado apical.
3. Infundíbulo.

Otra característica importante es que el pliegue ventrículo infundíbular que separa las válvulas tricúspide y pulmonar a diferencia de la continuidad fibrosa de las válvulas mitral y aortica [II.10]. El ventrículo derecho bombea el mismo volumen sistólico que el izquierdo, pero con el 25% de trabajo sistólico debido a la baja resistencia de la vasculatura pulmonar, por lo tanto, en virtud de la relación de Laplace, en ventrículo derecho tiene paredes más delgadas y es más complaciente [II.11].

La función principal del ventrículo derecho y de la circulación pulmonar es el intercambio de gases, la presión pulmonar debe de mantenerse baja para evitar un edema pulmonar, debido a que el ventrículo derecho y los pulmones están en serie con el ventrículo izquierdo y la circulación sistémica y todo el gasto cardíaco debe de pasar a través de los pulmones. Este sistema de baja

presión y volumen alto somete al ventrículo a exigencias completamente distintas a las del ventrículo izquierdo [II.12].

La función del ventrículo derecho puede verse afectada debido a una sobrecarga de presión o volumen a menudo secundaria a una patología de la válvula. La enfermedad de las arterias coronarias también puede conducir a una disfunción del ventrículo derecho cuando se ocluye la arteria coronaria derecha. En las malformaciones cardíacas congénitas, el ventrículo derecho también puede verse afectado, particularmente en condiciones en las que el ventrículo derecho apoya la circulación sistémica o se convierte en la única cámara de bombeo después de la reparación univentricular en la cirugía. Finalmente, la derivación de derecha a izquierda puede provocar dilatación del ventrículo derecho afectando su funcionamiento (Figura II.5), [II.13].

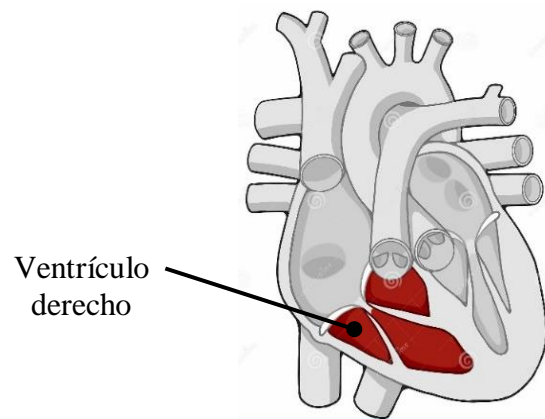


Figura II.5.- Ventrículo derecho

II.3.2.- Ventrículo izquierdo

El ventrículo izquierdo (VI) es una cavidad posterior izquierda delimitada por la pared libre, el tabique interventricular y por los orificios mitrales y aórticos. Morfológicamente se distingue del ventrículo derecho por su mayor tamaño, su musculatura más hipertrófica y no poseer trabéculas musculares que lo subdividan, aunque existe un tracto de entrada, desde el anillo mitral hasta el ápex delimitado por la parte inferolateral de la pared libre y otro de salida, desde el ápex hasta el anillo aórtico y delimitado por la parte anterior de la pared libre [II.14].

Cumple con el ciclo cardíaco como eyector de sangre hacia la arteria aorta, a continuación, se ampliarán las partes en la que está compuesto el ventrículo, el ápex es el segmento más dejado del ventrículo lo que lo convierte en el punto más débil y vulnerable a perforaciones y rupturas. La base, esta representa por el orificio auriculoventricular y la válvula mitral (Figura II.6).

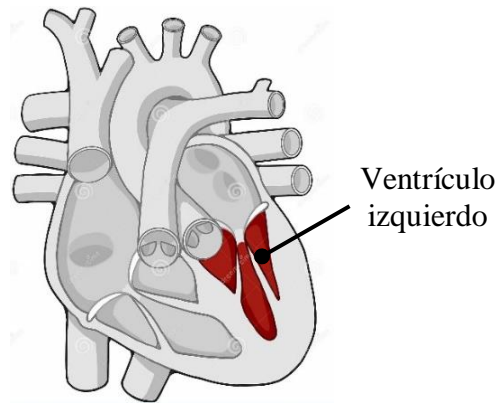


Figura II.6.- Ventrículo izquierdo

II.3.3.- Aurícula izquierda

La función mecánica de la aurícula izquierda puede describirse ampliamente en tres fases dentro del ciclo cardíaco:

1. Durante la sístole ventricular y la relajación isovolumétrica, la aurícula izquierda funciona como un reservorio que recibe sangre del retorno venoso pulmonar y almacena energía en forma de presión
2. Durante la fase temprana de la diástole ventricular, la aurícula izquierda funciona como un conducto para la transferencia de sangre al ventrículo izquierdo después de la apertura de la válvula mitral a través de un gradiente de presión, la sangre fluye pasivamente desde las venas pulmonares hacia el ventrículo izquierdo.
3. La función contráctil de la aurícula izquierda normalmente sirve para aumentar el volumen sistólico del ventrículo izquierdo en aproximadamente un 20 % (Figura II.7), [II.15].

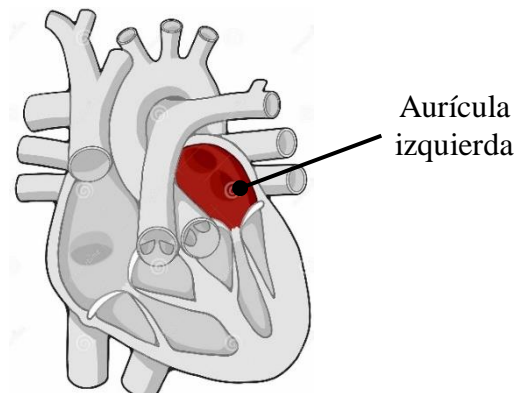


Figura II.7.- Aurícula izquierda

II.3.4.- Aurícula derecha

Consta de dos partes el seno venoso y la aurícula embriológica primitiva, la parte del borde derecho del corazón recibe sangre venosa de la vena cava superior (VCS), vena cava inferior (VCI) y el seno coronario, la orejuela derecha es un habitáculo aumentado la capacidad de la aurícula, la parte posterior lisa de pared delgada en las que las venas cavas se abren llevando sangre sin mucho oxígeno al corazón, de igual manera el auriculoventricular derecho descarga la sangre sin oxígeno y la introduce dentro del ventrículo derecho (Figura II.8), [II.16].

Ambos componentes se encuentran divididos por una cresta muscular que mas grande cerca de la descarga de la vena cava superior este se le conoce como válvula de Eustaquio o válvula de la vena cava inferior, cuando esta válvula tiende a poseer u tamaño mayor se llama red de Chiari, n la entrada del seno coronario puede contener un repliegue conocido como válvula de Tebesio [II.17].

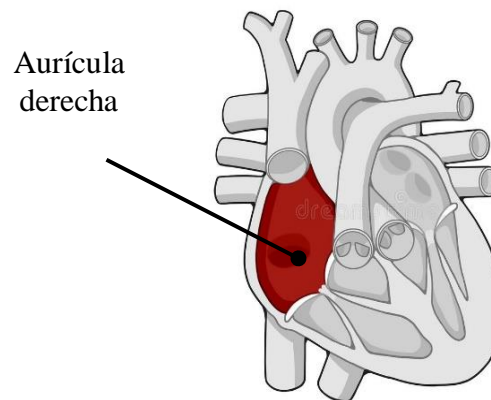


Figura II.8.- Aurícula derecha

II.4.- Válvulas

Existen cuatro válvulas en el corazón las cuales tienen la función de dirigir la sangre circulante hacia adelante e impedir su retroceso cuando los ventrículos se contraen, hay dos válvulas situadas entre las cavidades del corazón, su función es que fluyan la sangre de las aurículas a los ventrículos y las otras dos constituyen el principio de la arteria pulmonar y el de la aorta que salen de los ventrículos izquierdo y derecho respectivamente [II.18].

II.4.1- Válvula tricúspide

Está localizada entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho, tiene un área aproximada de 4-8 cm² y está formada por tres valvas:

- a) Septal o medial que es la más pequeña y está unida a los trígonos fibrosos derecho e izquierdo y al septum inter auricular e interventricular, esto hace que sea una valva relativamente inmóvil.
- b) La anterior, anterosuperior o infundíbular es la más grande.
- c) La posterior o marginal, siendo esta última la que se pliega en los casos en que se realiza una bicuspidización de la tricúspide.

Los músculos papilares de la válvula tricúspide deben seguir determinados movimientos fisiológicos, como el resto de los componentes valvulares durante todo el ciclo cardíaco. Cualquier dispositivo o intervención quirúrgica que afecte a alguno de estos elementos repercutirá en los demás, como cuando se utilizan anillos rígidos para la plástica de dicha válvula (Figura II.9). [II.19].

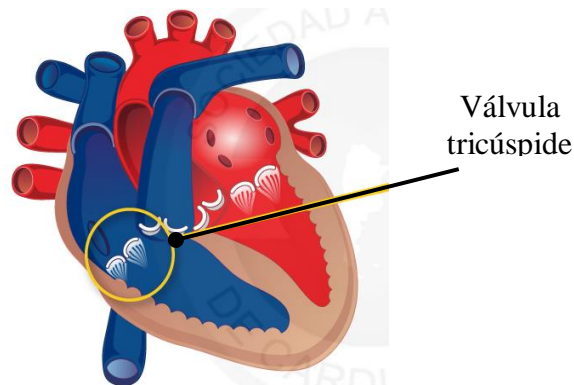


Figura II.9.- Válvula tricúspide

II.4.2.- Válvula pulmonar

La válvula que separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar es la válvula pulmonar, durante la sístole la sangre es expulsada de los ventrículos a través de la válvula pulmonar y la arteria pulmonar respectivamente, esta válvula normalmente es tricúspide [II.20]. Las valvas tienen forma cupular, el borde libre de cada valva contiene un nódulo fibroso cuyos lados forman una pendiente, tres valvas dispuestas borde con borde cierran así el orificio circular, la sangre residual contenida en los senos forma vértices que ayudan al retroceso elástico de las valvas al final de la sístole, durante la diástole ventricular la presión de la sangre destina las valvas de modo que los bordes libres quedan unidos (Figura II.10), [II.21].

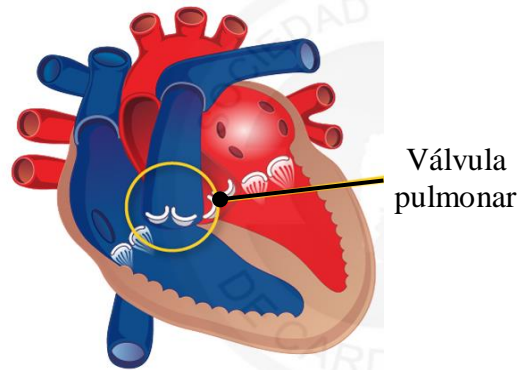


Figura II.10.- Válvula pulmonar

II.4.3.- Válvula mitral

La válvula mitral, que protege la entrada al ventrículo izquierdo, evita el reflujo hacia la aurícula izquierda durante la sístole ventricular. En su estado abierto, las valvas valvulares son como un embudo que se extiende desde la línea de bisagra en la unión auriculoventricular hasta los márgenes libres. Los cordones tendinosos unen las valvas a dos grupos de músculos papilares estrechamente dispuestos. Los espacios intercordales sirven como vías importantes para el flujo sanguíneo. La válvula mitral requiere todos sus componentes, junto con la musculatura auricular y ventricular adyacente, para funcionar correctamente, la válvula está ubicada oblicuamente en el corazón y tiene una estrecha relación con la válvula aórtica (Figura II.11), [II.22].

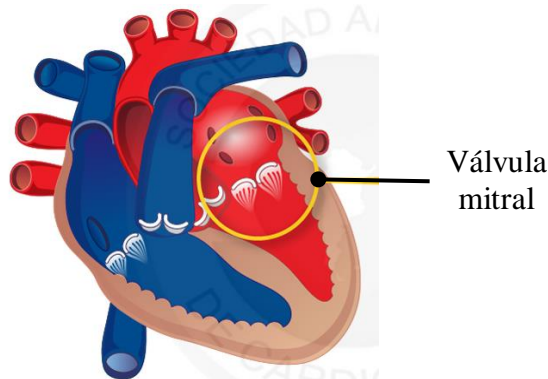


Figura II.11.- Válvula mitral

II.4.4.- Válvula aórtica

La válvula aórtica se puede dividir estructuralmente en dos partes: la raíz aórtica, que es la porción de la aorta que se une al corazón y sirve como anclaje de las valvas de la válvula, y las tres valvas. La raíz aórtica consta de tres senos aórticos, que son regiones de la pared hemisféricas, abombadas hacia afuera, y los anclajes de las valvas que las rodean parcialmente. Los anclajes de las valvas, que también comprenden parte de la raíz aórtica, están compuestos de tejido colágeno denso,

fácilmente distinguible histológicamente del tejido musculo elástico de los senos aórticos. Incluso si la válvula aórtica se considera como capas de tejidos conectivos de densidad variable, una primera mirada con el microscopio electrónico revela que las fibrillas de todos sus tejidos colágenos son inusualmente pequeñas. El tejido elástico de la aorta, generalmente descrito histológicamente como láminas de tejido, aparece en las micrografías electrónicas de la raíz de la válvula como fibras aisladas de forma y tamaño irregulares, orientadas circularmente alrededor del vaso [II.23].

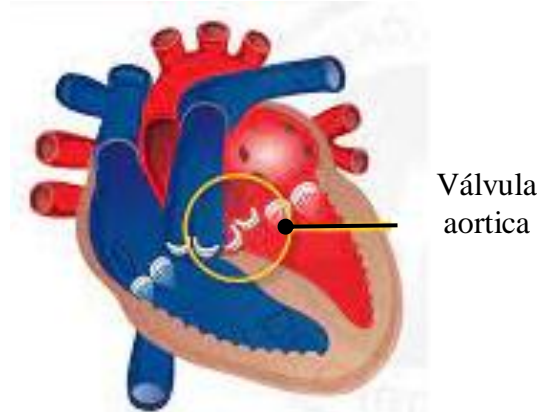


Figura II.12.- Válvula aórtica

II.5.- Enfermedades de válvulas cardiacas.

Las enfermedades pueden ser congénitas o adquiridas, algunas poder reconocerse después de haber nacido y otras tardaran años en desarrollarse y poder apreciarlas, en personas menores de 70 años la estenosis aortica se vislumbra debido de una deformación bicúspide y a las personas mayores es por el proceso de calcificación de las válvulas tricúspides [II.24].

La estenosis mitral provoca la obstrucción del flujo de entrada del ventrículo izquierdo a nivel de la válvula mitral y resulta de una anomalía estructural del aparato de la válvula mitral que impide la apertura adecuada durante el llenado diastólico del ventrículo izquierdo. La causa predominante de la estenosis mitral que se presenta en la edad adulta es secundaria a una lesión valvular sufrida por fiebre reumática previa. Los hallazgos patológicos característicos incluyen engrosamiento y calcificación de las valvas, fusión comisural, fusión cordal o una combinación de estos procesos. Estos cambios conducen a un aparato de válvula mitral distorsionado y un orificio de válvula mitral disminuido con una forma característica de boca de pez [II.25].

La ecocardiografía es la base de la evaluación diagnóstica mientras tanto el Doppler-color es útil para detectar la insuficiencia tricúspidea, nos da información relativa a los tamaños de las cámaras, la función ventricular derecha y el grado de hipertensión pulmonar. De la misma manera, la estenosis tricúspidea puede evaluarse utilizando gradientes medios y telediastólicos. Las opciones de tratamiento para la estenosis tricúspidea incluyen la valvuloplastia con balón y la reparación quirúrgica de la válvula. La insuficiencia tricúspidea funcional asociada a una cardiopatía izquierda puede requerir atención quirúrgica durante la operación por una afección del corazón izquierdo.

La valvulopatía pulmonar es de etiología predominantemente congénita, por lo general en forma de estenosis pulmonar. La insuficiencia pulmonar con frecuencia se debe a una valvuloplastia quirúrgica o con balón y tiene secuelas negativas a largo plazo [II.26].

II.6.- Válvulas artificiales

Las válvulas cardíacas artificiales se han utilizado durante más de cinco décadas para reemplazar las válvulas cardíacas enfermas. Desde el primer reemplazo de válvula cardíaca realizado con una válvula de bola enjaulada, se han desarrollado más de 50 diseños de válvulas, que se diferencian principalmente en la geometría de la válvula, el número de valvas y el material. Hasta la fecha, todas las válvulas cardíacas artificiales están plagadas de complicaciones asociadas con hemólisis, coagulación para válvulas cardíacas mecánicas y desgarramiento de valvas para prótesis de válvula basadas en tejido. Los diseños de válvulas cardíacas mecánicas han evolucionado significativamente, y los diseños más recientes proporcionan una hemodinámica relativamente superior con una resistencia aerodinámica muy baja [II.26].

Están construidas en su totalidad por materiales artificiales que son hemocompatibles con el tejido humano, están diseñados de uno o varios mecanismos que permiten el movimiento de apertura y cierre, simulando la función de una válvula normal sujetado de un anillo metálico, recubierto de un material sintético resistente que permita ser traspasado por suturas para ser fijado sobre el anillo valvular que será reemplazado (Figura II.13), [II.27].

- Mecanismos de jaula y bola.
- Mecanismos de disco.
- Mecanismo de disco central.

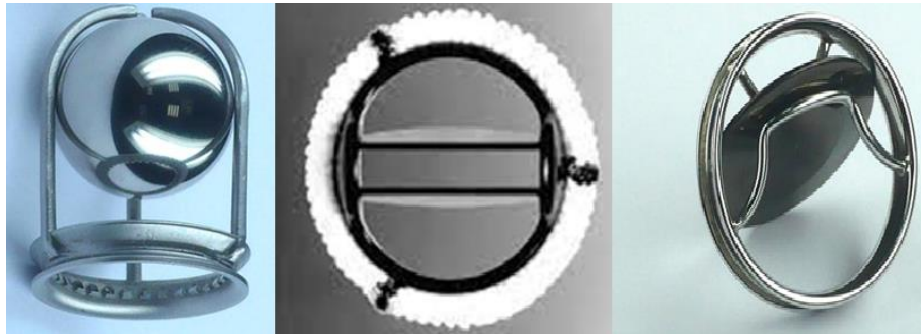


Figura II.13.- Tipos de válvulas

II.6.1- Prótesis de jaula-bola

La prótesis que se utiliza consiste en una caja muy pulida de Vitalio cubierta de silicona que encierra una bola de goma de silicona sólida (Figura II.14). La fijación se logra por medio de un margen de tela tejida de teflón que se mantiene en su lugar. Las pruebas de fatiga acelerada no revelan cambios en el peso o la dimensión bola después del equivalente a más de 40 años de uso. La función hidráulica de la prótesis fue satisfactoria con presiones nodales en la aurícula izquierda demostradas en condiciones de ejercicio [II.28].

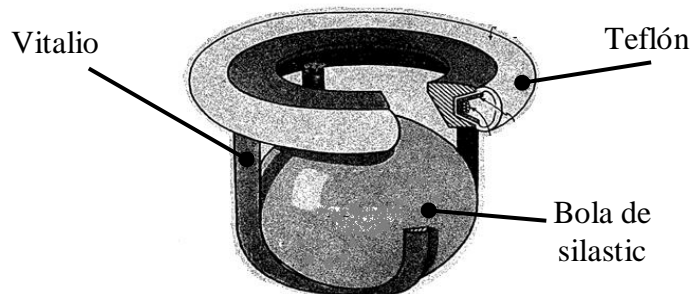


Figura II.14.- Válvula de jaula-bola

La válvula se implanto en un principio en ocho pacientes de los cuales la edad oscilaba entre 30 a 55 años de diferentes sexos, todos los pacientes fueron intervenidos por enfermedad mitral reumática, los pacientes estaban en un estado grave, el método para el trasplante utilizado fue con el paciente en posición completamente lateral, se obtiene exposición a través de todo el quinto espacio intercostal derecho, el pericardio se abre anterior al nervio frénico.

El bypass cardiopulmonar se realiza como se ha descrito anteriormente a un flujo de 2,5 l/m²/superficie corporal/min. que en la mayoría de los casos se reduce a 1,8 l./metro²/superficie corporal/min. Se abre la aurícula izquierda como se muestra. (Figura II.15). Se expone la válvula mitral. Una vez que la aurícula se vacía de sangre, se tiene cuidado de mantener la válvula mitral incompetente para que no se expulse espuma hacia la aorta [II.29].

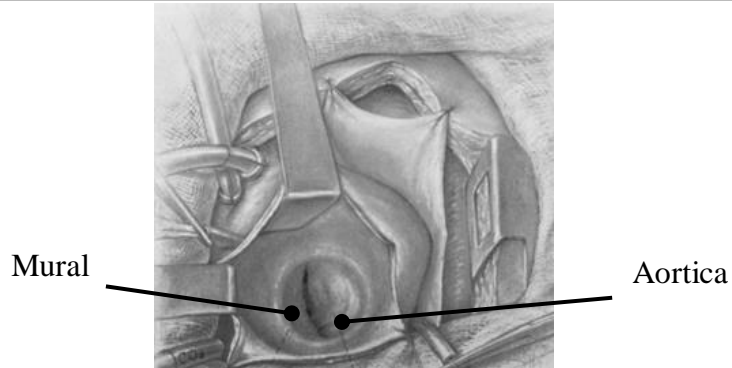


Figura II.15.- Aurícula

La válvula de bola que lleva los nombres de Albert Starr y el ingeniero Lowell Edwards fue la primera prótesis en ser fabricada comercialmente en grandes cantidades, esta válvula con el paso de los años ha sufrido varias modificaciones. Se realizaron operaciones en un total de 416 pacientes, 295 hombres y 121 mujeres con una edad promedio de 14 a 62 años). Las válvulas aórticas fueron reemplazadas 286 veces, la válvula mitral 130 veces. Las modificaciones más destacables fueron el revestimiento de la jaula con tela Dacrón o Teflón y la variación del material de la pelota. Se describen los distintos modelos, las fechas de fabricación, los cambios de fabricación más importantes y el número de cada modelo implantado (Figura II.16), (Tabla II.1), [II.30]. Para el desarrollo de estas válvulas se tomaron encuentra nueve criterios que les permitirían en buen desarrollo de una válvula cardiaca [II.31]:



Figura II.16.- Válvula con tela de Dacrón

1. Prevención de embolias. - El problema más difícil seguía siendo el tromboembolismo.
2. Durabilidad. Se ha mejorado la durabilidad y la resistencia a la corrosión al formar los puntales de acero inoxidable en lugar de Lucite.

3. Facilidad y Seguridad de Adjunto. - Se mejoró la facilidad y la seguridad de la unión al cambiar la forma del anillo de costura de una rosquilla a una brida; la nueva forma permitió un mayor contacto con el anillo.
4. Preservación de la función del tejido circundante. Se mejoró la preservación de la función del tejido circundante a través de 2 modificaciones: el perfil de la caja se hizo más redondo donde anteriormente había sido cónico, y se insertó una esponja porosa de caucho de silicona en el cuerpo del anillo de costura para brindar flexibilidad y un reservorio de antibiótico.
5. Reducción de Turbulencia. La turbulencia se había reducido al aumentar la relación orificio-bola.
6. Reducción del Trauma Sanguíneo. El tamaño de malla de la tela de teflón se amplió para estimular la formación de neoíntima y reducir el trauma sanguíneo.
7. Reducción de Ruido. El asiento de la válvula Starr-Edwards estaba hecho de una pieza sólida de silicona comprimida. La válvula de Starr Edwards era más silenciosa, pero aún podía escucharse en personas de pecho delgado si el observador colocaba su oído a unas pocas pulgadas del pecho desnudo del paciente.
8. Uso de Materiales Compatibles con Sangre y Tejidos. Se había demostrado que todos los materiales utilizados por Starr y Edwards no reaccionaban con la sangre y los tejidos. Estos materiales incluían Stellite 21 (una mezcla de cobalto, cromo, molibdeno y níquel), tela de teflón, sutura de teflón, metacrilato de metilo, acero inoxidable tipo 302 y caucho de silicona moldeado por compresión.
9. Desarrollo de Métodos de Almacenamiento y Esterilización. Para la esterilización, la válvula se limpió con detergente y se sometió a autoclave antes de implantarla en el paciente. La válvula se puede almacenar y esterilizar en autoclave nuevamente, si es necesario.

Tabla II.1.- Tabla de válvulas

Modelo	Año de manufactura	Características	No. de Implantes
Válvulas aórticas			
1000	1962–1966	Jaula de metal, orificio de tres pies, bola de silicona radiotransparente	60
1200	1966 –presente	Jaula de metal acortada, tres puntales, bola de silicona impregnada de sulfato de bario	8

1260a	1968 –presente	Jaula de metal acortada, tres puntales, bola de silicona impregnada de sulfato de bario	41
2300	1967–1970	Jaula y orificio de metal revestidos de tela, bola de metal hueca	46
2310	1968 –1970	Como en el modelo 2300, diseño de jaula abierta 1968-1969, vértice de la jaula cerrado en 1970	48
2320	1970 –1976	Jaula y orificio de metal revestidos de tela, bola de metal hueca	83
VALVULA MITRAL			
6000	1961–1965	Jaula de metal, cuatro puntales, bola de silicona	30
6120a	1966 –presente	Como en el modelo 6000: bola de silicona impregnada de sulfato de bario	19
6300	1967–1968	Jaula y orificio de metal revestidos de tela, bola de metal hueca	15
6310	1968 –1970	Similar al modelo 6300, diseño de jaula abierta 1968 –1969, vértice de la jaula cerrado en 1970	22
6320	1970 –1976	Jaula y orificio de metal revestidos de tela, bola de metal hueca	44

II.6.2- Prótesis de 1 valva

El diseño de la válvula de disco basculante Bjork-Shiley utiliza un ocluidor de disco que flota libremente suspendido en una caja de estelita que está cubierta con un borde cosido de teflón, el disco se abre en un ángulo de 60 ± 2 grados y se cierra entre dos patas de apoyo situadas excéntricamente, hay un espacio libre mínimo entre el borde del disco y el anillo de la jaula (Figura II.17). Este disco que no se superpone nunca golpea el anillo de la válvula al cerrarse. La rotación de la jaula dentro de su borde de costura se puede lograr por medio del soporte de la válvula; de ese modo se puede asegurar la libre motilidad del disco después de la inserción de la válvula [II.32].

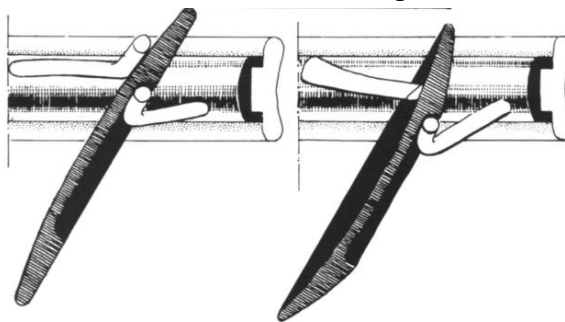


Figura II.17.- Apertura de válvula de disco

El diseño de la válvula de disco basculante Bjork-Shiley ha experimentado ciertas mejoras. Se cambió Delrin a favor del carbón pirolítico como material de disco. Aunque el disco Delrin demuestra un excelente rendimiento después de 10 años dentro del corazón humano, el cambio a carbón pirolítico ha prolongado aún más la durabilidad, mientras tanto, el ángulo de apertura del modelo de válvula mitral original se incrementó de 50 a 60 grados como en el modelo aórtico para obtener características reológicas óptimas [II.33].

El desarrollo se ha concentrado en mejorar, la durabilidad, durante 10 años de uso de la válvula no presento fallas mecánicas, solo se produjo una fractura del puntal de entrada, el 0,07 % de las válvulas con un disco plano, el puntal de entrada se convirtió en una parte integral del anillo de la válvula. Cuando se introdujo el disco convexo-cóncavo el puntal de flujo de salida estaba soldado en la brida en ángulo y no paralelo a la brida, esto aumentó la tensión en la unión puntal-brida durante la apertura y el cierre y provocó una fractura del puntal de salida cuando las soldaduras no eran perfectas, durante un período de 6 años tales fracturas ocurrieron en un 0,6% de 860 válvulas con un ángulo de apertura de 60°, cuatro de estas fracturas ocurrieron en válvulas en posición aórtica. Cuando el ángulo de apertura se incrementó a 70°, ocurrieron 10 fracturas entre 578 casos 1,7%, seis de estas fracturas ocurrieron dentro de los 6 meses posteriores a la operación, y cinco de ellas involucraron válvulas mitrales que variaron en tamaño de 29 a 31 mm [II.34].

En el plazo de 1 año todas las válvulas de 70° fueron retiradas del mercado por el fabricante, el puntal de salida también se convirtió en una parte integral del anillo de la válvula en forma de puntal único, esto evitó todas las soldaduras, por lo que ahora toda la válvula está hecha de una sola pieza de Haynes 25, cortada de una barra, los puntales integrales y el anillo están formados por un maquinado electroquímico (Figura II.18).

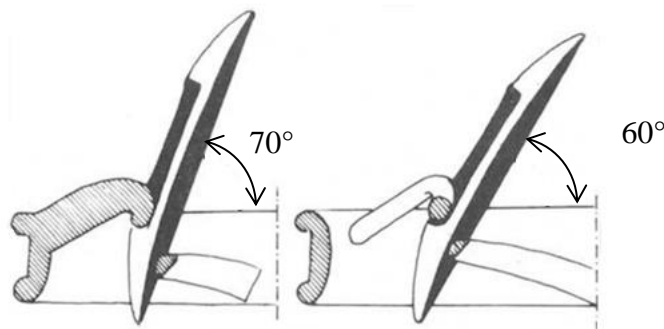


Figura II.18.- Apertura de válvula de disco 70° y 60°

El límite de resistencia a la fatiga de Haynes 25 es de 4.900 kg/cm^2 , en un paciente, este límite nunca excederá los 700 kg/cm^2 en el puntal de salida. Debido a que la mayor carga en servicio en el puntal único es de 309g a una presión arterial de 200 mmHg , hay un pliegue de reserva de seguridad, la válvula se puede ciclar a una velocidad de 600 ciclos por minuto contra una sobrepresión de 1250 mmHg , cuando otras válvulas se fracturan, el monopuntal no lo hace (Figura II.19). Cuatrocientos millones de ciclos, con una carga de 5 kg en el puntal de salida, correspondientes a 10 años de servicio, no provocarán ninguna falla en el monopuntal. Por lo tanto, la válvula monostrut no se puede fracturar en condiciones experimentales extremas y nunca en condiciones fisiológicas máximas [II.35].

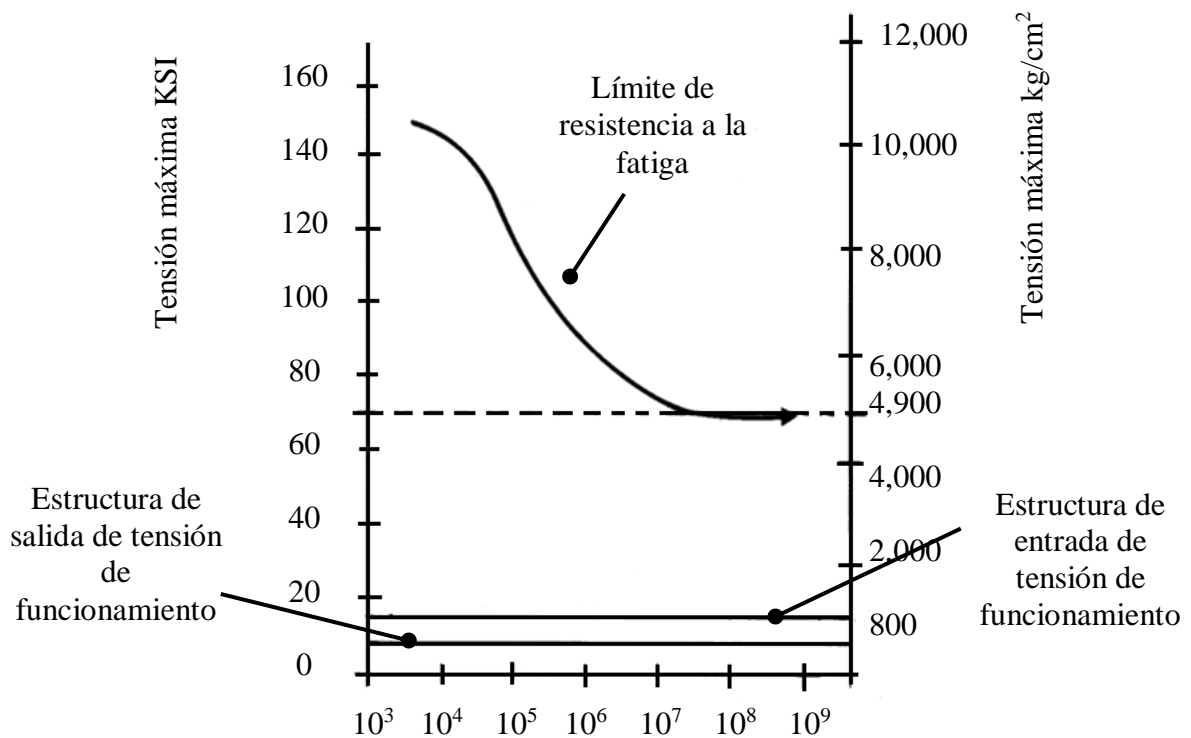


Figura II.19.- El límite de resistencia a la fatiga

Años posteriores se comenzó a implantar la prótesis de válvula mecánica Medtronic-Hall de disco pivotante, carbono pirolítico de bajo perfil. Lo que llamó la atención de esta prótesis en particular fueron las características mecánicas que sugerían la posibilidad de un mejor rendimiento hemodinámico, el amplio ángulo de apertura de 75 grados y el movimiento de deslizamiento hacia arriba del disco. El amplio movimiento del disco facilitaría el flujo a través de la prótesis, lo que permitiría reducir la tasa de tromboembolismo. El orificio central asegura una fijación segura, evitando así la migración del disco, las válvulas se fijaron con puntos de colchonero interrumpidos (Ticron 2-0) reforzados con compresas de teflón en el anillo (Figura II.20). La apertura del disco

protésico generalmente se orientaba hacia el tabique interventricular (anteriormente) en los procedimientos mitrales y hacia la comisura de las cúspides no coronaria y coronaria derecha en los procedimientos aórticos. En cada operación, el enfoque básico fue asegurar la libertad de movimiento del disco.

Se implantaron 444 prótesis valvulares cardíacas Medtronic-Hall en 351 pacientes principalmente por valvulopatía reumática (63,2%). Se realizaron procedimientos quirúrgicos concomitantes, principalmente procedimientos conservadores tricúspideos o mitrales o revascularización coronaria, en 101 pacientes (28,7%). Se realizó sustitución valvular única en 262 pacientes (74,6%) (aórtica en 117 pacientes, mitral en 143 y tricúspide en 2), doble válvula en 85 (24,2%) (mitral y aórtica en 83 y mitral y tricúspide en 2), y sustitución de triple válvula en 4 (1,1%). La mortalidad hospitalaria fue del 6,2% [II.36].



Figura II.20.- Válvula Medtronic hall

II.6.3- Prótesis de 2 valvas

La primera válvula en ser diseñada en este tipo fue la St. Jude que de igual forma fue la más utilizada durante mucho tiempo, está conformada por un anillo metálico y dos semidiscos de carbón de grafito que pivotean sobre la base anillada formando un ángulo de apertura aproximado de 85° por lo cual se genera una apertura vertical en dirección hacia el flujo sanguíneo, generando dos orificios semicirculares en los costados un orificio semirectangular en la parte central de la válvula. Este diseño le beneficia para adquirir un mejor perfil hemodinámico y un índice menor de trombogenicidad en comparación con los diseños anteriormente mencionados. (Figura II.21). [II.37].



Figura II.21.- Válvula St. Jude

Un total de 837 pacientes se sometieron a AVR aislado (478 pacientes) o MVR (359 pacientes) con la prótesis de válvula mecánica de St Jude Medical. Todos los pacientes que se sometieron a un reemplazo se ingresaron prospectivamente en una base de datos computarizada y se les dio seguimiento, se enviaron cuestionarios escritos anualmente a todos los pacientes. Si no se devolvían los cuestionarios o el paciente refería un evento adverso del que se requerían más detalles, se realizaban entrevistas telefónicas o personales, dieciséis pacientes se perdieron (11 AVR, 5 MVR); por lo tanto, el seguimiento se completó en un 98 % en general. En el grupo AVR, el seguimiento se completó en un 98 % y osciló entre 1 mes y 21 años (media de 7 a 5 años), lo que representa un total de 3212 años-paciente. En el grupo de MVR, el seguimiento se completó en un 99 % y varió de 1 mes a 20 años (media de 7 a 6 años), lo que representa un total de 2536 años-paciente (Figura II.22), [II.38].

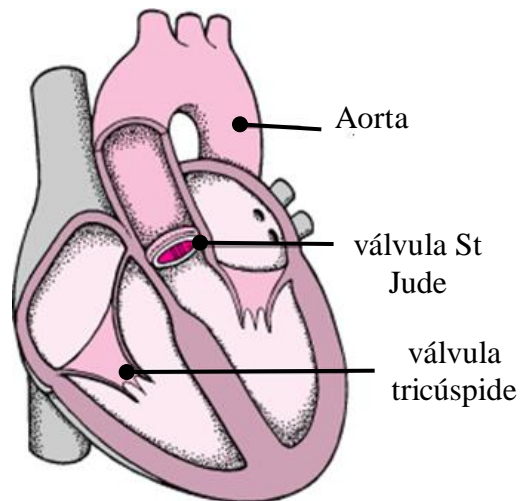


Figura II.22.- Implante de Válvula St. Jude

En pocas palabras, la derivación cardiopulmonar estándar se estableció utilizando oxigenador desechable de burbuja o membrana e hipotermia moderada (26°C a 32°C). Para la protección del miocardio se utilizó cardioplejía con sangre o cristaloides fríos según la preferencia del cirujano. En años posteriores se observó una tendencia creciente hacia el uso de la cardioplejía sanguínea retrógrada. Tras desbridar el anillo valvular, se aseguró la prótesis mediante suturas discontinuas de Dacrón 2-0 reforzado con compresas de teflón. Las suturas se colocaron cuidadosamente desde arriba y a través del anillo para que el anillo de la válvula se evirtiera cuando se ataran las suturas, insertando así la prótesis en una posición intraanular. Se preservó el aparato subvalvular de la válvula mitral siempre que fue técnicamente factible. Los tamaños de válvula para los 2 grupos variaron de 19 a 33 mm. En el grupo AVR, se utilizó la prótesis mecánica estándar de St Jude Medical en 378 pacientes. Se utilizó la válvula de la serie Masters en 78 pacientes y la válvula Hemodynamic plus en 22 pacientes. En el grupo MVR, se utilizó la prótesis estándar de St Jude Medical en 266 pacientes y la válvula de la serie Masters en 93 pacientes. Treinta y tres pacientes recibieron AVR con anillos de sutura de válvula impregnados con Silzone, al igual que 37 pacientes sometidos a MVR [II.39].

II.7.- Sumario

En el presente capítulo se dio a conocer algunas de las partes de las cuales está compuesto el corazón, su funcionamiento a pequeños rasgos, tamaño aproximado, su peso en condiciones sanas y normales y su ubicación fisiológica dentro del cuerpo humano, el funcionamiento del ciclo cardíaco, las presiones en las que trabaja el corazón tanto de succión como de descarga conocido comúnmente como sístole y diástole.

En cuantas cámaras se divide el corazón y su funcionamiento de acuerdo a la activación del ciclo cardíaco, el funcionamiento de las diferentes válvulas que se encuentran dentro del corazón humano, se conocen las diferentes enfermedades que afectan a las válvulas ya se congénitas o adquiridas a lo largo de la vida, la inquietud del ser humano por tratar de buscar un sustituto artificial para cada una de las válvulas que se encuentran en el corazón y poder brindar una mejor calidad de vida mejorando día con día los materiales y los diseños de las válvulas para que se adapten de la forma más eficiente al cuerpo humano.

II.8.- Referencias

- 1.- Marieb, E., *Anatomía y Fisiología Humana*, 9ª edición, Ed. Pearson Addison Wesley, pp 362-363, 2008.
- 2.- Tortosa, A., Sistema cardiovascular; Anatomía, *Collegi oficial infermeres i enfermes Barcelona*, Vol. 1, No 1, pp 1-21, 2009.
- 3.- Arangoncillo, P., Anatomía del corazón, *Libro de salud cardiovascular*, Vol. 1 No. 1, pp 35-40, 2009.
- 4.- Tresguerres, J., Ariznavarreta, C., Cachofeiro, V., Cardinali, D., Escrich, E., Loyzaga, P., Lahera, V., Mora, F., Romano, M. y Tamargo, J., *Fisiología Humana*, 3ª edición, Ed. McGraw Hill, pp 485, 2005.
- 5.- Guyton, A. y Hall, J., *Tratado de fisiología médica*, 12ª edición, Ed. ELSEVIER SAUNDERS, pp 104-106, 2013.
- 6.- Martinez, M., Estudio dinámico de los mecanismos de regulación del ciclo cardiaco, *Tesis de Maestría*, Universidad Autónoma del estado de Hidalgo, pp 3-4, 2019.
- 7.- Latarjet, L., *Anatomía humana*, 4ª edición, Ed. Medica Panamericana, pp 913-917, 2007.
- 8.- Rubira, J., Fisiología cardiaca el latido cardiaco, *Instituto cardiovascular de hospital clínico San Carlos*, Vol. 1, No 1, 2009.
- 9.- Basso, C., Thiene, G., Corrado, D., Angelini, A., Nava, A. y Valente, M., Arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy: dysplasia, dystrophy, or myocarditis, *Circulation*, Vol. 94, pp. 983-991, 1996.
- 10.- Caviedes, I. y Polentzi, G., Fisiopatología del ventrículo derecho, *Revista Chilena de enfermedades respiratorias*, Vol. 25, pp 170-181, 2009.
- 11.- Voelkel, N., Quaife, R., Leinwand, L., Barst, R., McGoon, M., Meldrum, D., Dupuis, J., Long, C., Rubin, L., Smart, F., Suzuki, Y., Gladwin, M., Denholm, E. y Gail, D., Right ventricular function and failure report of a national heart, lung, and blood institute working group on cellular and molecular mechanisms of right heart failure, *Circulation*, Vol. 114, No. 17, pp 1883-1991, 2006.
- 12.- Greyson, C., Ventrículo derecho y circulación pulmonar; Conceptos básicos, *Revista Española de Cardiología*, Vol. 63, No 1, pp 81-95, 2010.
- 13.- Ho, S. y Nihoyannopoulos, P., Anatomy, echocardiography, and normal right ventricular dimensions, *Heart*, Vol. 92, No 1, 2006.
- 14.- Santamaria, O., Valdés, M. y Gutiérrez, R., El corazón; Anatomía y sistema de conducción, *Ciencias Básicas Biomédicas en Granma*, Vol. 1, pp 6, 2021.

- 15.- Abhayaratna, P., Seward, J., Appleton, P., Douglas, P., Oh, J., Tajik, J. y Tsang, S., Left Atrial Size: Physiologic Determinants and Clinical Applications, *Journal of the American college of cardiology*, Vol. 47, No 12, pp 2357-2352, 2006.
- 16.- Moore, K. y Dalley, A., *Anatomía con orientación clínica*, 5ª edición, Ed. Medica Panamericana, pp 147, 2006.
- 17.- Del Cura, J., Pedraza, S. y Gayete, A., *Radiología Esencial*, 1ª edición, Ed. Medica Panamericana, pp 304, 2009.
- 18.- Garcia, M., *Lo que debes saber sobre tu salud*, 1ª edición, Ed. Universidad de Puerto Rico, pp 78-79, 1999.
- 19.- Donnini, F., *Manual de técnica quirúrgica en cirugía cardiovascular*, 1ª edición, Ed. Intermedica Editorial, pp 5, 2016.
- 20.- Tardaguila, F. y Ferreiros, J., *Imagen cardiovascular avanzada: RM y TC*, 1ª edición, Ed. Medica Panamericana, pp 7, 2003.
- 21.- Sinnatamby, C., *Anatomía de Last regional y aplicada*, 10ª edición, Ed. Paidotribo, pp 195, 1999.
- 22.- Ho, Y., Anatomy of the mitral valve, *Heart*, Vol. 88, pp 6-10, 2002.
- 23.- Thubrikar, M., *The aortic valve*, 1ª edición, Ed. Informa. pp 39-40, 2011.
- 24.- Salazar, C. y Salazar, S., Las Válvulas Cardiacas: Una Visión Cardioquirúrgica, *Revista Costarricense de cardiología*, Vol.4, No. 2, 2002.
- 25.- Bruce, J. y Nishimura, R., Clinical assessment and management of mitral stenosis, *Cardiology clinics*, Vol. 16, No 3, pp 375-403, 1998.
- 26.- Shah, M., Valvulopatía tricuspídea y pulmonar: evaluación y tratamiento, *Revista Española de cardiología*, Vol. 63, No 11, pp 1349-1365, 2010.
- 27.- Dasi, L., Simon, H., Sucosky, P. y Yoganathan, A., Fluid mechanics of artificial heart valves, *CEPP*, Vol. 36, No 2, pp 225-237, 2008.
- 28.- Gonsalbez, F., *Introducción a la cirugía cardiaca*, Ed. Universidad de Oviedo, pp 101, 1995.
- 29.- Starr, A., Edwards, L. y Griswold, H., Mitral replacement: late results with a ball valve prosthesis, *Progress in cardiovascular diseases*, Vol. 5, No. 3, pp 298-312, 1962.
- 30.- Starr, A. y Edwards, L., Mitral replacement: clinical experience with a Ball-Valve Prosthesis, *Ann Surg*, Vol. 154, No. 4, pp 724-740 1961.
- 31.- Godje, O., Fischlein, T., Adelhard, K., Nollert, G., Klinner, W. y Reichart, B., Thirty-Year results of Starr-Edwards prostheses in the aortic and mitral position, *Ann Thorac Surg*, Vol. 63, No. 3, pp 613-619, 1997.

-
- 32.- Matthews, A., The development of the Starr-Edwards heart valve, *Texas Heart Inst J*, Vol. 23, No. 4, pp 282-293, 1998.
- 33.- Björk, O. y Henze, A., Ten years' experience with the Björk-Shiley tilting disc valve, *The journal of thoracic and cardiovascular surgery*, Vol. 78, No. 3, pp 331-342, 1979.
- 34.- Björk, O., Delrin as implant material for valve occluders, *Scand J thorac cardiovasc surg*, Vol. 6, No. 2, pp 103-107, 1972.
- 35.- Björk, O., The optimal opening angle of the Björk-Shiley tilting disc valve prosthesis, *Scand J thorac cardiovasc surg*, Vol. 15, No. 2, pp 223-227, 1981.
- 36.- Bjork, O. y Lindblom, D., The monostrut Bjork-Shiley heart valve, *JACC*, Vol. 6, No. 5, pp 1142-1148, 1985.
- 37.- Vallejo, J., Gonzalez, J., Albertos, J., Riesgo, J., Bastida, E., Rico, M., Gonzalez, F. y Arcas, R., Eight Years' Experience with the Medtronic-Hall Valve Prosthesis, *Ann thorac surg*, Vol. 50, pp 429-436, 1990.
- 38.- Lakowsky, A. y López, G., Prótesis valvulares cardíacas, *PROSAC*, Vol. 4, No 1, pp 1-27, 2009.
- 39.- Edmunds Jr, L., Clark, R., Cohn, L., Grunkemeier, G., Miller, D. y Weisel, R., Guidelines for reporting morbidity and mortality after cardiac valvular operations: The american association for thoracic surgery, Ad Hoc Liaison committee for standardizing definitions of prosthetic heart valve morbidity, *Ann thorac surg*, Vol. 62, No 3., pp 932-935, 1996.
- 40.- Ikonomidis, J., Kratz, J., Crumbley, A., Stroud, M., Bradley, S., Sade, R. y Crawford Jr, A., Twenty-year experience with the St Jude Medical mechanical valve prosthesis, *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, Vol. 126, No 6, pp 2022-2031, 2003.

CAPÍTULO III
GENERALIDADES
DE VÁLVULA

III.1.- Generalidades

En la actualidad, las prótesis de corazón más utilizadas son las conocidas como de 2 semi-discos o bivalvas. Este tipo de prótesis pivotan entre 2 posiciones de la válvula; abierta y cerrada. Así como, este tipo de válvula están diseñadas con Carbón biomédicos. En específico, en este trabajo se aplicó Carbón pirolítico y Titanio (Tabla III.1. Estos materiales tienen características hemodinámicas favorables en tamaños pequeños, su trombogenicidad es menor en comparación con las otras prótesis valvulares [III.1]. El Carbón pirolítico es un material biomédico bionerte, tiene una resistencia a la fractura relativamente alta y un módulo elástico bajo. El Titanio ha demostrado ser un material muy maleable, al cual contiene una gran hemo compatibilidad en contacto con la sangre. Por estas razones, se han convertido en el material más utilizado para la fabricación de prótesis. Aunque como en las demás prótesis mecánicas se necesita anticoagulantes que se ingieran por el paciente de manera permanentemente en su vida [III.2].

Tabla III.1.- Propiedades mecánicas de carbonos biomédicos

Propiedades	Carbón pirolítico (P y C)	Titanio (Ti)
Densidad (g/cm^3)	1.8	4.5
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	28	116
Esfuerzo a la compresión (GPa)	900	293
Resistencia a la tensión (GPa)	65	43
Relación de <i>Poisson</i>	0.30 (fibras de Carbón)	0.34

La válvula seleccionada para el desarrollo de este trabajo, es la válvula mecánica bivalva. Esta válvula está diseñada con dos valvas o paletas planas semicirculares con movimientos verticales con diferentes aperturas siendo la apertura máxima de 85° y está compuesto por dos mecanismos el anillo (fabricados con Titanio recubierto de poliéster, suave y flexible para facilitar el posicionamiento de la válvula). Las dos valvas de Carbón de grafito, impregnados de Tungsteno con un baño de Carbón pirolítico y ensambladas con bisagras. La unión carecer de soldaduras, por lo que existe menor posibilidad de fractura dentro del mecanismo (Figura III.1) [III.3].

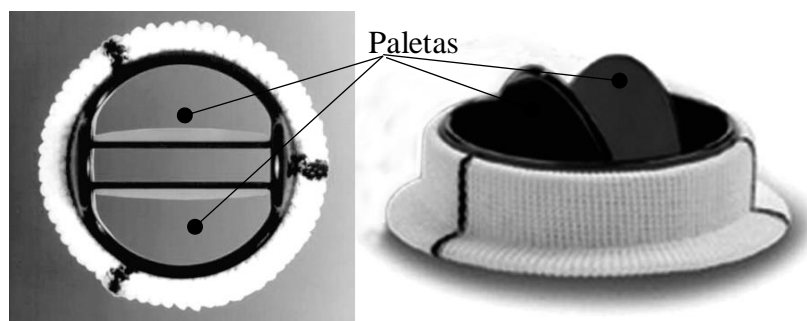


Figura III.1.- Válvula bivalva

Las válvulas bivalvas están diseñadas de diferentes dimensiones para el trasplante, esto va a depender de las características fisiológicas de cada individuo. Las dimensiones están estandarizadas sin importar cuál sea el proveedor, solo lo que cambia es el diseño (Tabla III.2). En este caso, se diseñó la válvula de 23 mm, que en México es la prótesis de mayor demanda (Figura III.2) [III.4]. Asimismo, es la prótesis más utilizada para deportistas de alto rendimiento [III.5]. Estos diseños tienen una apertura máxima de 85° y una apertura mínima de 25° [III.6]. En el Anexo 1 se pueden observar las dimensiones completas de este tipo de válvula.

Tabla III.2.- Dimensiones de válvula bivalva.

Válvula (mm)	$\varnothing D$ (mm)	$\varnothing d$ (mm)	W_1 (mm)	W_2 (mm)	Porcentaje de pivoteo
19	19	14.8	13.4	11.7	11.5 %
21	21	16.8	15.1	13.5	9.5 %
23	23	18.8	17.1	15.5	8.5 %
25	25	20.8	19.1	17.5	7.7 %
27	27	22.8	21.1	19.5	7.0 %
29	29	24.8	23.2	21.5	6.9 %
31	31	26.8	24.9	23.3	6.0 %

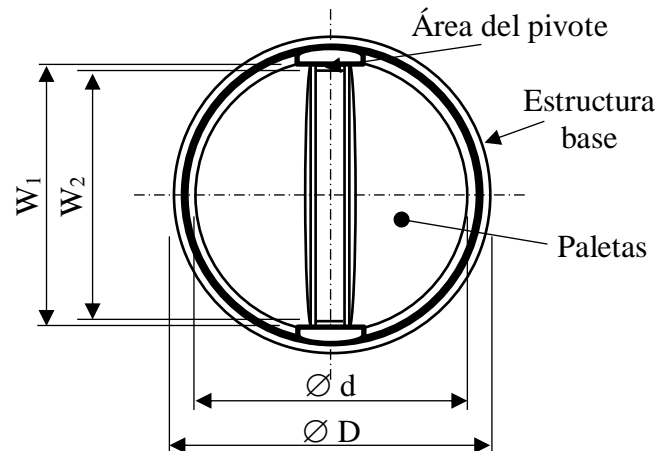


Figura III.2.- Válvula *St. Jude Medical*

III.2.- Análisis numérico de prótesis de válvula cardiaca tipo 23 mm

Dentro del análisis numérico de la válvula, se comenzó con el modelado de la base de las valvas para una válvula cardiaca de 23 mm. Se tomaron las medidas mencionadas (Tabla III.2), el programa computacional utilizado para el modelo fue *SolidWorks 2021*[®]. Esta base está elaborada de Titanio (Ti), la altura de la válvula cardiaca fue diseñada con una longitud de 8.25 mm, la longitud varía de igual manera de acuerdo a la fisiología de cada persona (Figura III.3). Al tener la

base de las válvulas, se modela la valva o paleta. La valva es de Carbón pirolítico, las dimensiones deben de coincidir con el diámetro de la base (Figura III.4). La sujeción será por medio de unas bisagras tipo mariposa. Estas bisagras deben de estar en ambos modelos de la base para que sean coincidente en el futuro ensamble. Se modela sólo una naleta, ya que la otra valva es simétrica (Figura III.5).

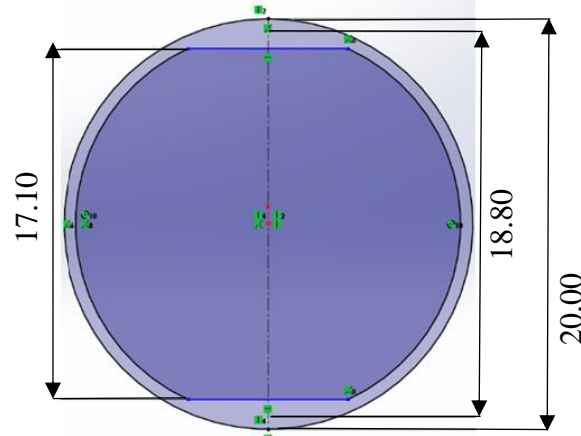


Figura III.3.- Base de valvas de 23 mm

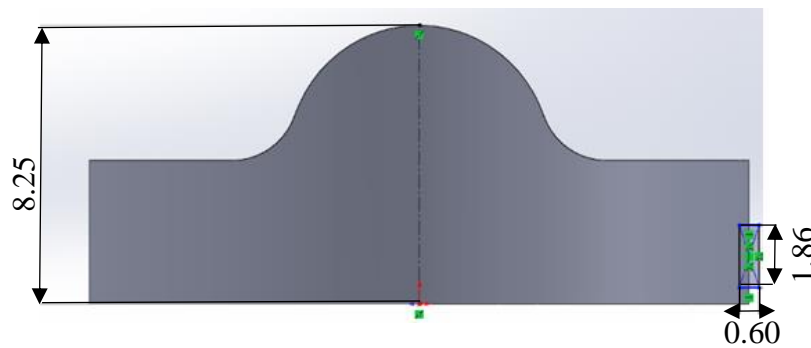


Figura III.4.- Base de valvas de 23 mm

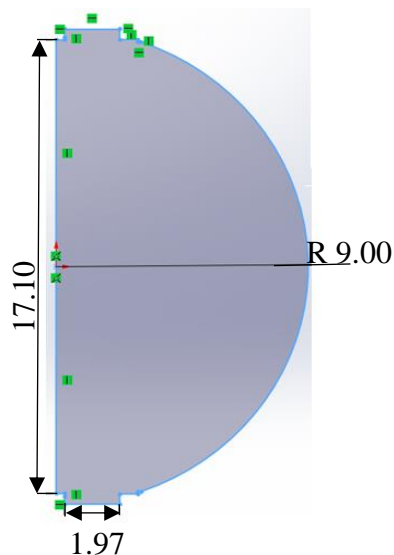


Figura III.5.- Paleta de 23 mm

Teniendo las dos piezas modeladas, el siguiente paso fue ensamblar las piezas, este paso se realizó igual con el programa computacional de *SolidWorks*[®]. En la opción de ensamblaje, se agrega la base de las valvas y las valvas. Las valvas quedaron abiertas en un ángulo de 85° (Figura III.6), se tiene que verificar que ninguna de las entidades haya interferencias para que el cálculo sea correcto. En este modelo se realizaron las restricciones de los ángulos por medio de las bisagras mariposa, con una apertura mínima de 25° (Figura III.7). Las piezas fueron guardadas en un formato .IGS para poder ser importadas al programa de análisis *ANSYS Workbench*[®].

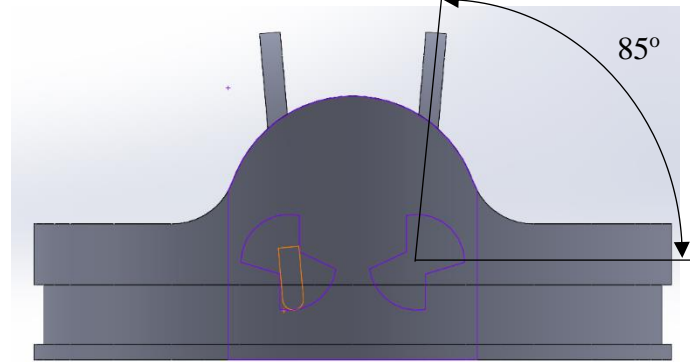


Figura III.6.- Válvula cardíaca apertura de 85° ensamblada

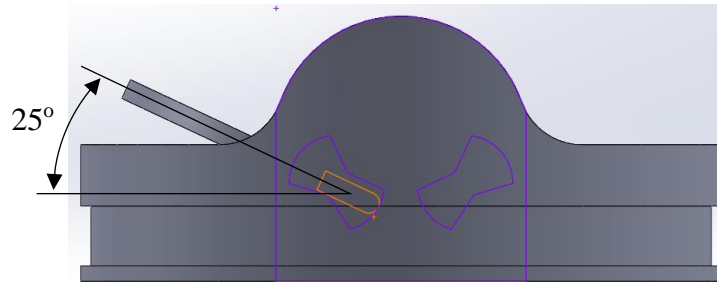


Figura III.7.- Válvula cardíaca apertura de 25° ensamblada

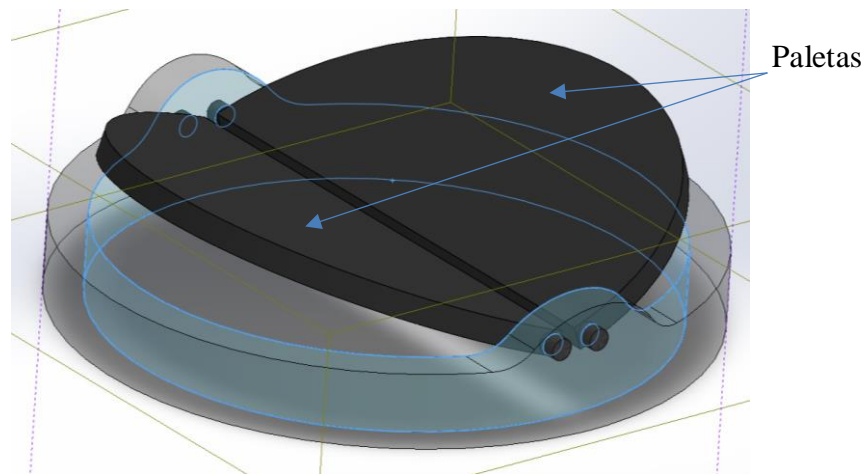


Figura III.8.- Válvula cardíaca apertura de 25° ensamblada sin restricción

En un diseño anterior se realizaron modelos, pero sin ninguna restricción de acuerdo a la apertura y cierre de las valvas. En este caso la sujeción se realizó por medio de un perno, sin ninguna restricción (Figura III.8). Las valvas podrían abrirse en un ángulo máximo de 90° de igual manera un cierre mínimo de 180° hasta que chocaran entre sí, en un caso real la válvula siempre permanecería abierta.

III.3.- Método de Elemento Finito

Existen varios tipos de métodos numéricos, dependiendo el área donde estarán aplicados. Es decir, pueden cambiar el problema por más complejo que sea por una serie de operaciones aritméticas [III.7]. El Método de Elemento Finito surgió en la década de los 60's, siendo una herramienta necesaria en el campo de la Ingeniería.

El método consiste en discretizar el continuo y resolver cada una de los elementos de las ecuaciones para dar una solución total [III.8]. El Método de Elemento Finito es utilizado normalmente como herramienta computacional. Este tipo de programas computacionales son utilizados por las ciencias exactas para obtener resultados cercanos a la realidad por números complejos. El programa computacional que se va a utilizar para el cálculo de elemento finito en este caso es el *ANSYS*[®].

III.3.1.- Generalidades sobre el análisis numérico de la prótesis

En una persona adulta sana la presión arterial, que es la fuerza hidrostática de la sangre sobre las paredes arteriales, en este caso la presión arterial óptima es de 120 mmHg (16000 Pa) en la sistólica y 80 mmHg (11 000 Pa) en diastólica [III.9].

- La evaluación de la prótesis comenzará con el estudio de las válvulas de 23 mm, en una posición semicerrada con un ángulo de 25° . Donde la válvula estará en estado de diástole o relajación.
- El segundo caso de estudio será con la válvula de 23 mm semicerrada con un ángulo de 25° . Donde la válvula se encontrará en estado de sístole o contracción.
- El tercer caso será con la válvula de 23 mm, la válvula estará abierta casi en su totalidad en forma vertical formando un ángulo de 85° en estado de diástole.
- El cuarto y último caso de estudio será la válvula de 23 mm abierta de igual manera de forma vertical teniendo una apertura de 85° en un estado de sístole (Figura III.9).

El análisis simulará las posiciones de apertura y cierre es un ritmo de contracción y relajación conocidos normalmente como latidos o frecuencia cardiaca, simulando las presiones que se ejercen dentro de un corazón cuando está en funcionamiento en sístole y diástole. (Figura III.10).

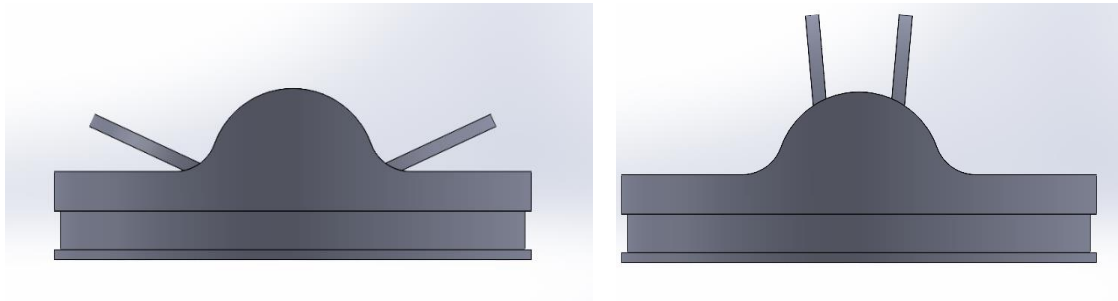


Figura III.9.- Vista lateral de la válvula cerrada y abierta

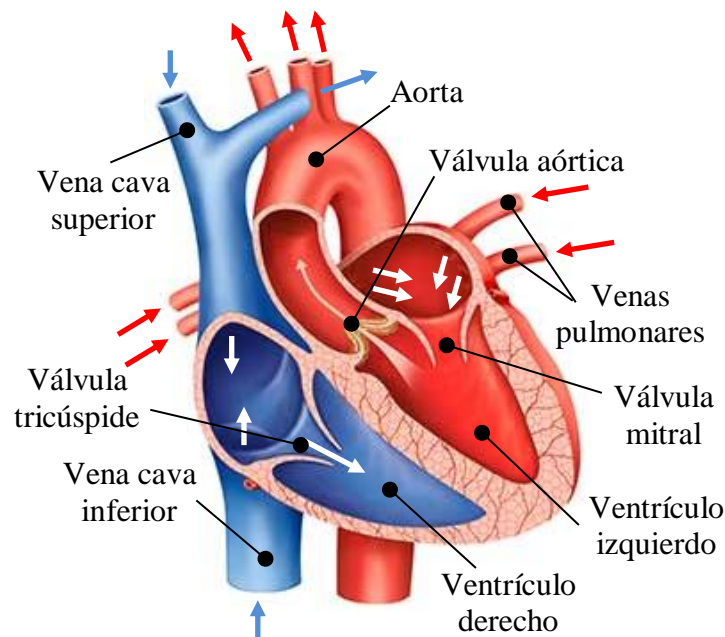


Figura III.10.- Válvulas del corazón

La interpretación de los resultados se facilita ya que el programa computacional presenta colores con diferentes tonalidades. Las tonalidades varían de acuerdo al estado crítico que se encuentra la pieza. Las tonalidades en los colores van desde el color azul marino hasta el color rojo intenso. Cada una de estos dos colores, indican el límite del rango en su extremo correspondiente. Al tener el componente (todas las piezas) ya modelo son importados al programa computacional *Ansys Workbench®*, aquí se seleccionará el tipo de análisis que se realizará. En este caso fue un análisis estructural estático. Asimismo, se ingresaron los datos las propiedades mecánicas del material, un material estructural, consideración mecánica de linealidad e isotrópico.

Posteriormente, se realizó el discretizado de la válvula mecánica, el cual se realizó de manera controlada y fina (el tamaño a utilizar fue de 1.0 mm). Para este tipo de análisis, como se mencionó con anterioridad, se aplicó un elemento de alto orden, en bloque y con seis grados de libertad. La válvula se fabricó en su totalidad de Carbón pirolítico. Para las propiedades mecánicas se tomaron en cuenta tres factores; el módulo de *Young*, relación de *Poisson* y densidad del material. Los valores numéricos para cada propiedad mecánica son; densidad 1.8 g cm³, módulo de *Young* 28 GPa, relación de *Poisson* 0.3, módulo cortante 6.538 GPa y módulo *Bulk* 14.167 GPa. Las restricciones serán las mismas para todos los casos a analizar, ya que la válvula mantendrá su estabilidad.

III.3.2.- Primer caso de estudio; Prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado diástole

Una vez realizado el discretizado y que se aplicaron las propiedades del material, se inicia el análisis numérico. Se aplican las condiciones de frontera, las cuales se dividen en dos secciones; la primera, la estructura base en su periferia se restringe el movimiento en los tres ejes (x , y y z) y las rotaciones en esos mismos ejes. La válvula en ese momento se supone que se encuentra en un estado estático, la base de las valvas no tendrá movimiento para ningún eje, se le aplicará una presión de 80 mmhg en las valvas (11000 Pa) que es la presión que se ejerce en el punto de diástole.

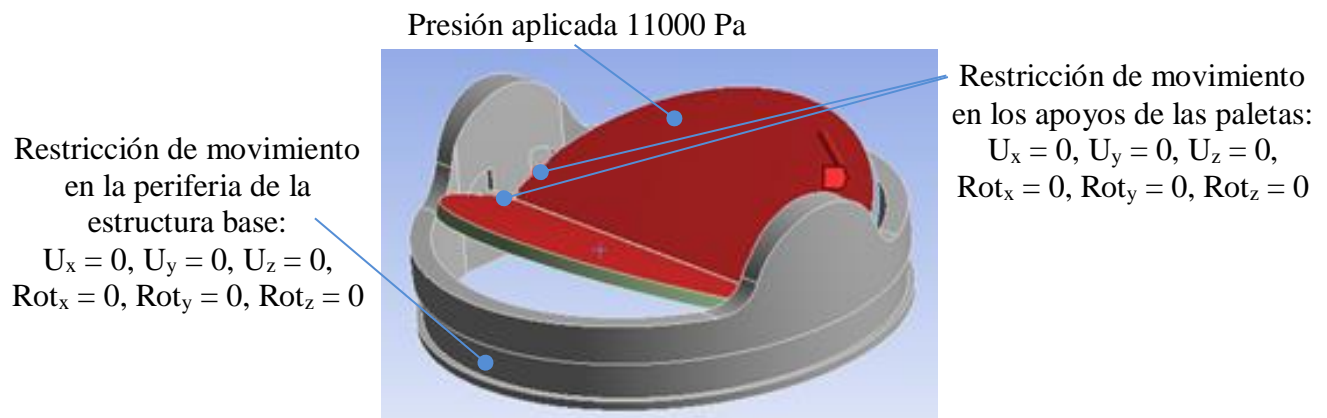


Figura III.11.- Primer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

Al aplicar una presión de 11000 Pa (0.011 MPa) a las valvas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran cerradas a un ángulo de 25°. A continuación, se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

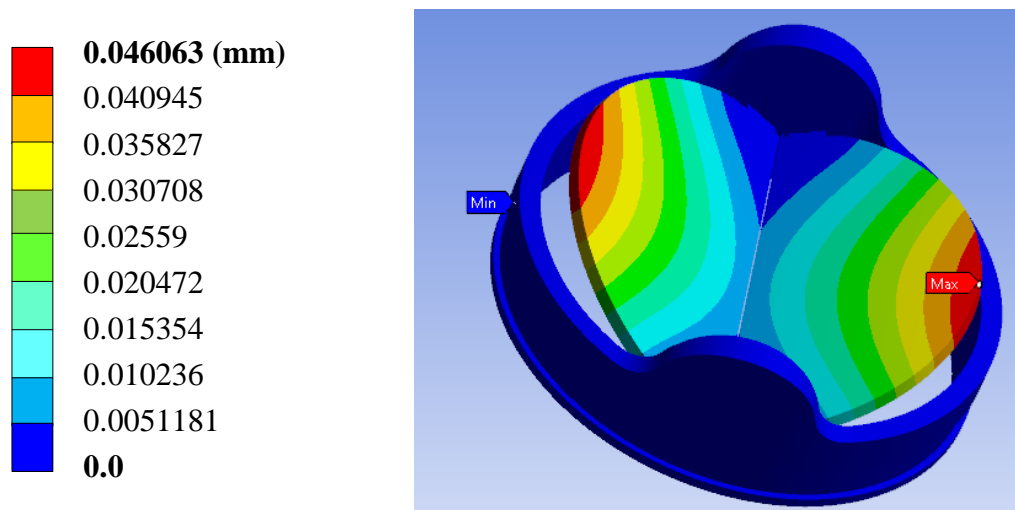


Figura III.12.- Primer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

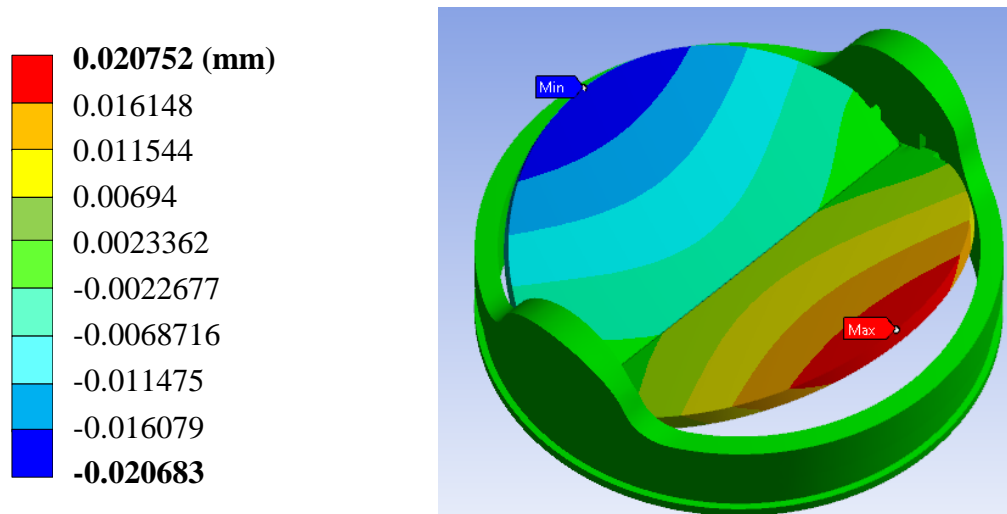


Figura III.13.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

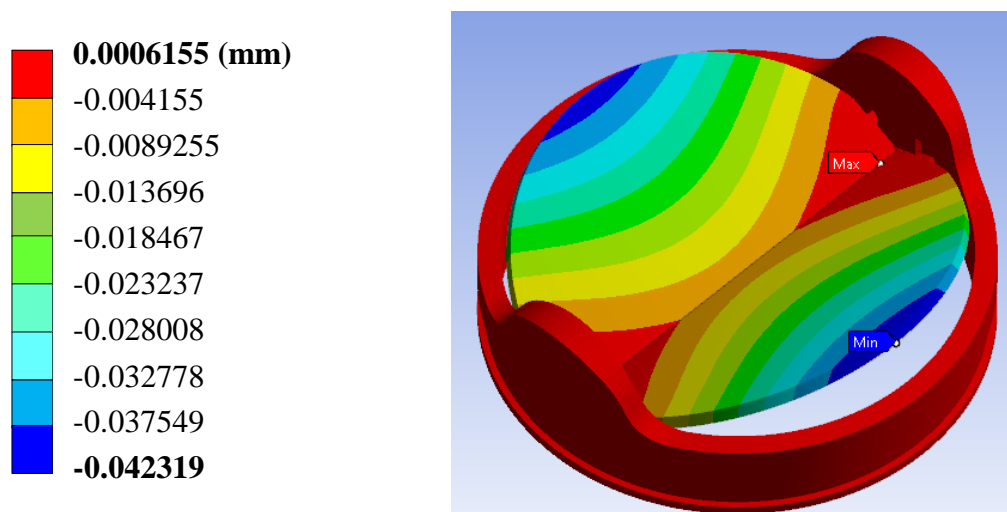


Figura III.14.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

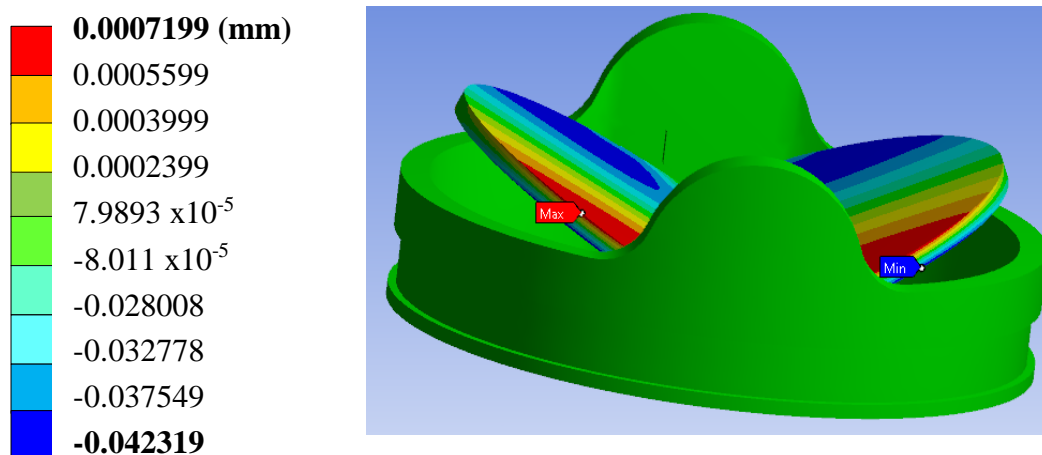


Figura III.15.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

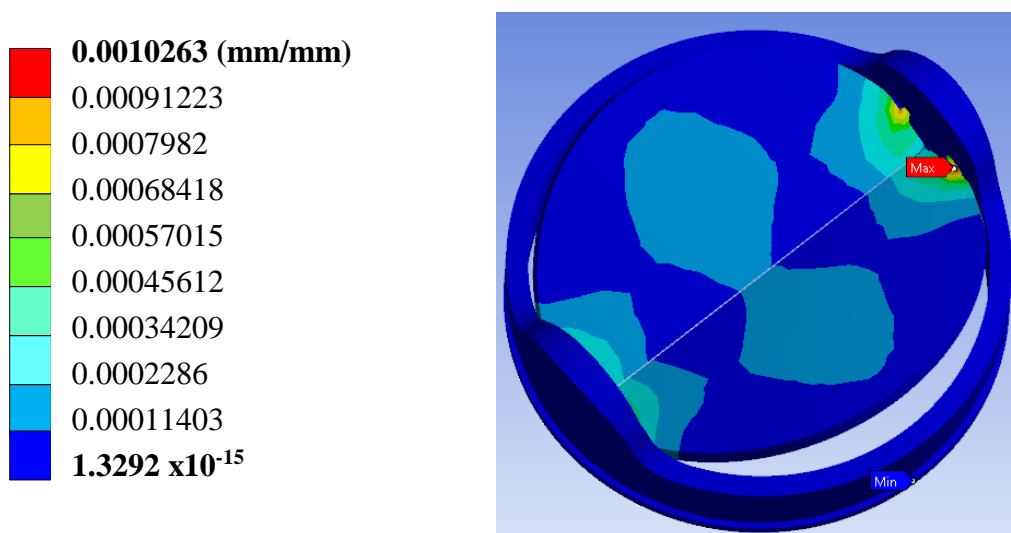


Figura III.16.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria total general

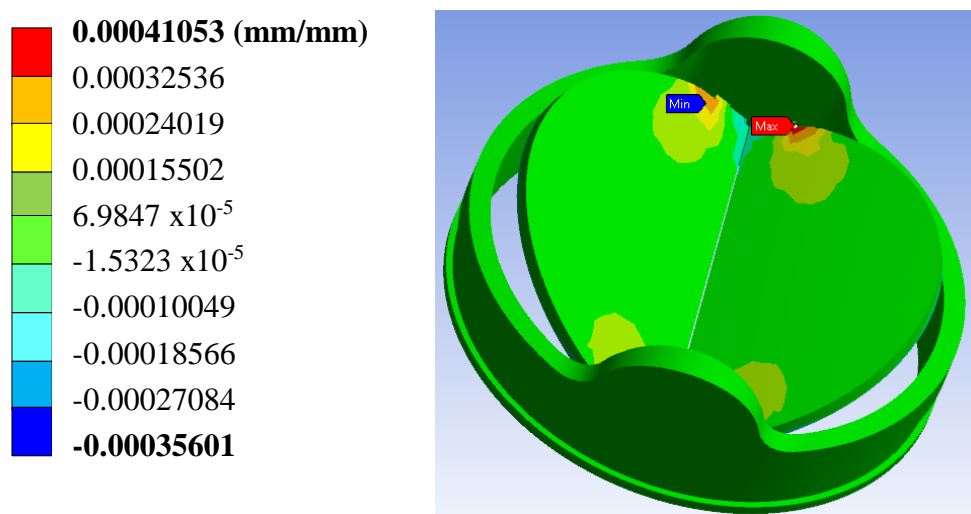


Figura III.17.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

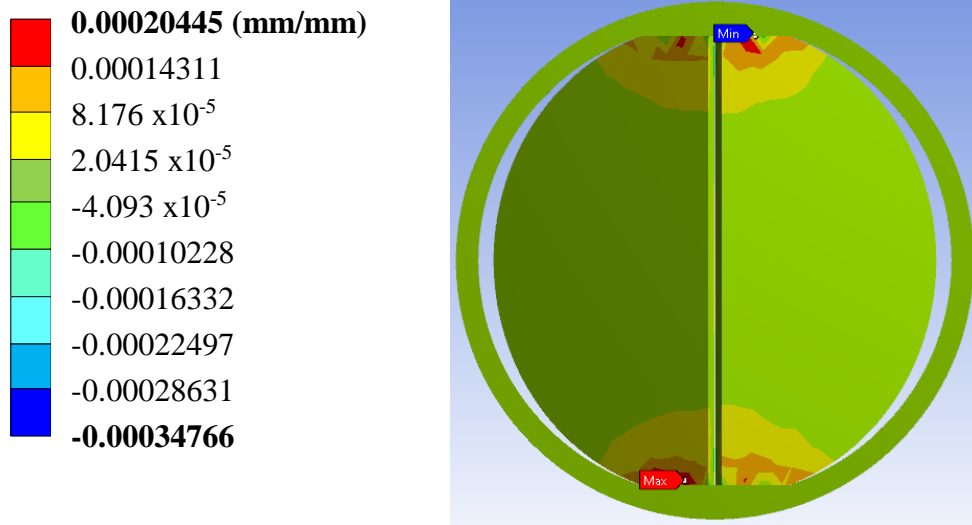


Figura III.18.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

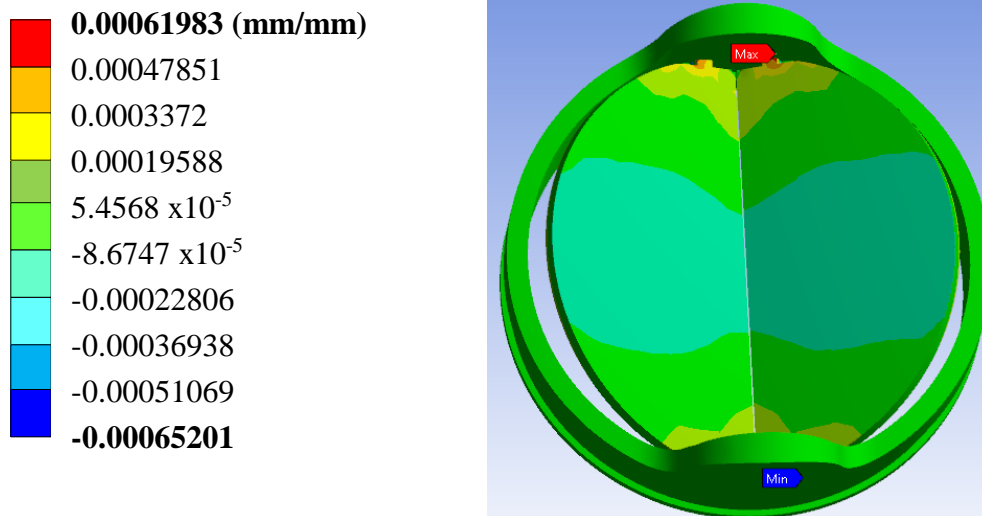


Figura III.19.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

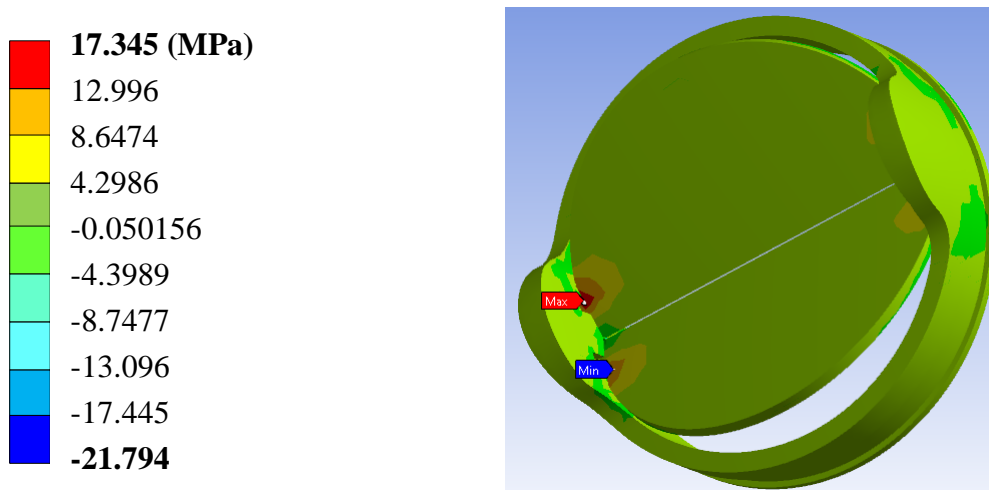


Figura III.20.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

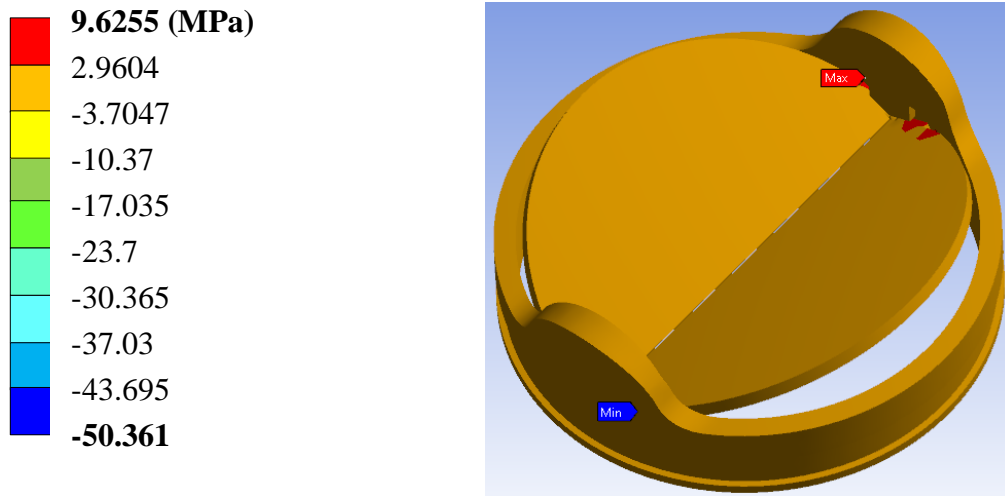


Figura III.21.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

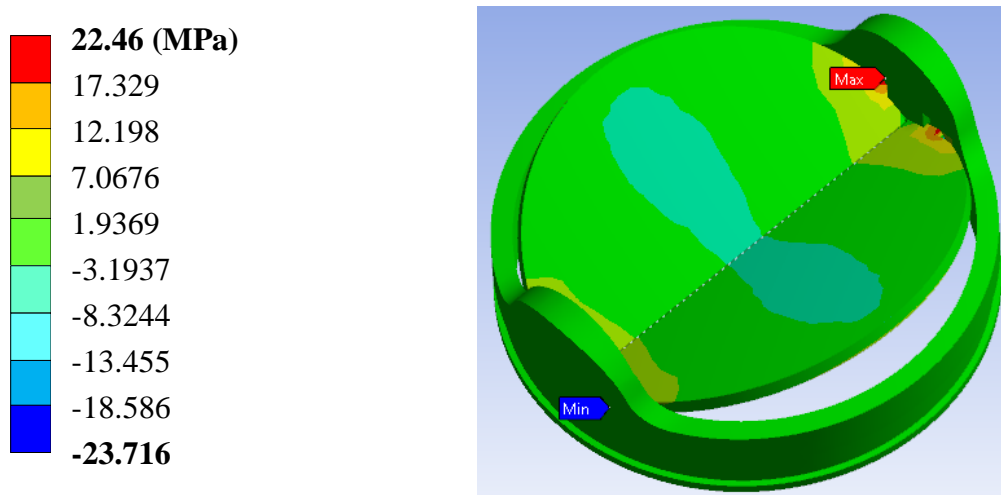


Figura III.22.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

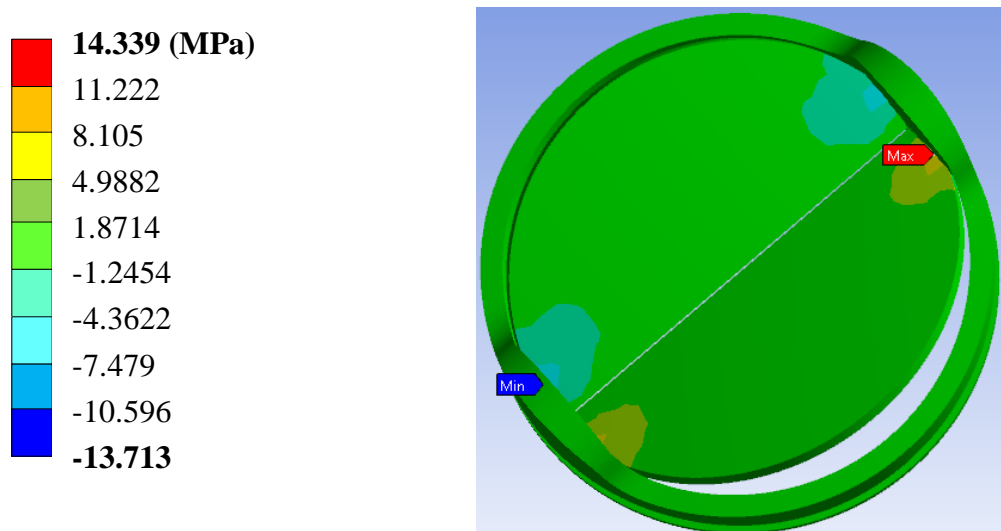


Figura III.23.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

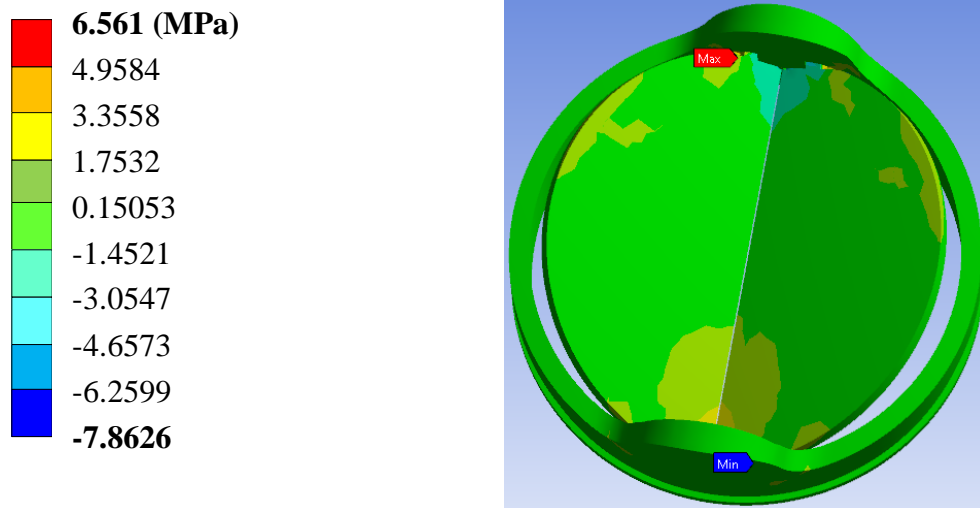


Figura III.24.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

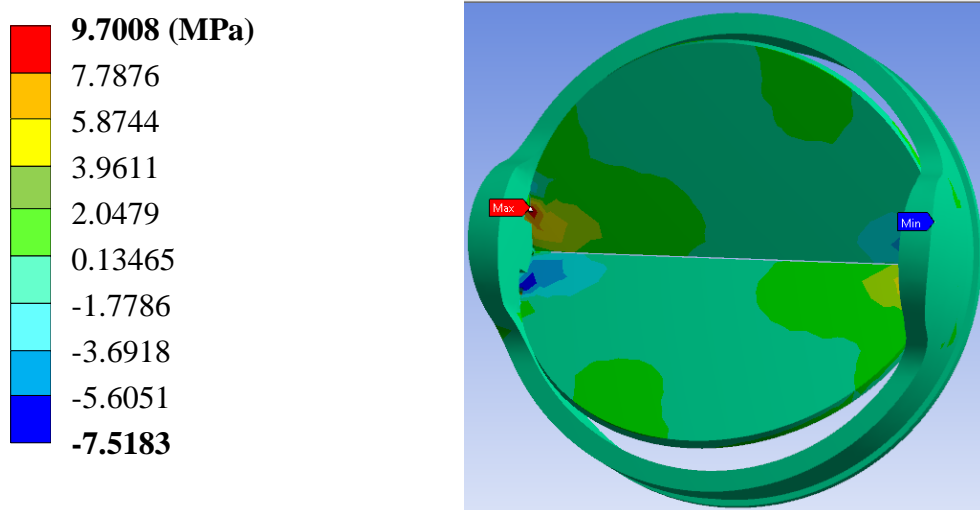


Figura III.25.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

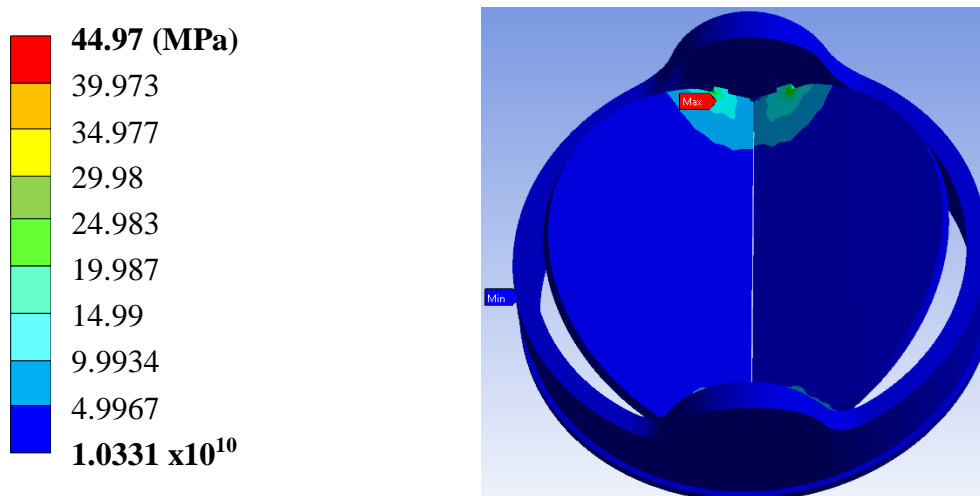


Figura III.26.- Primer caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*

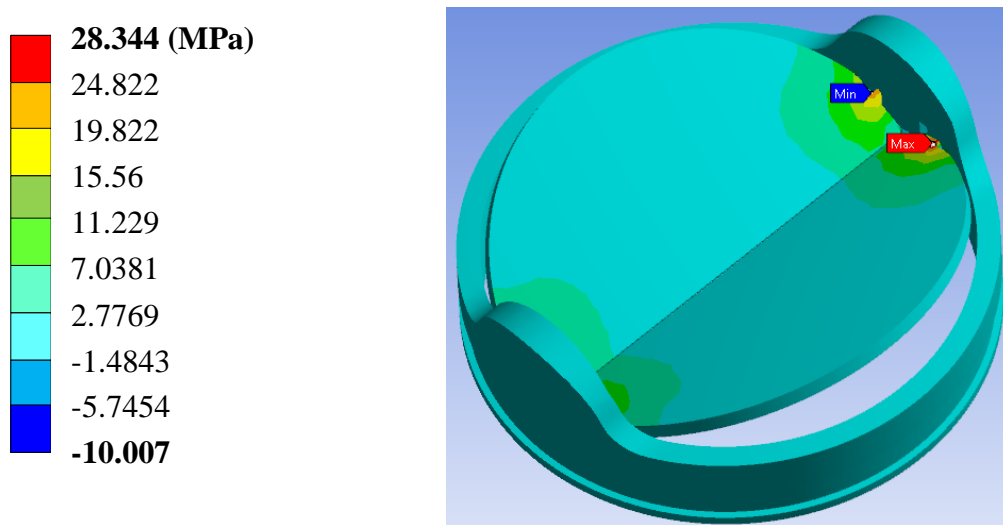


Figura III.27.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

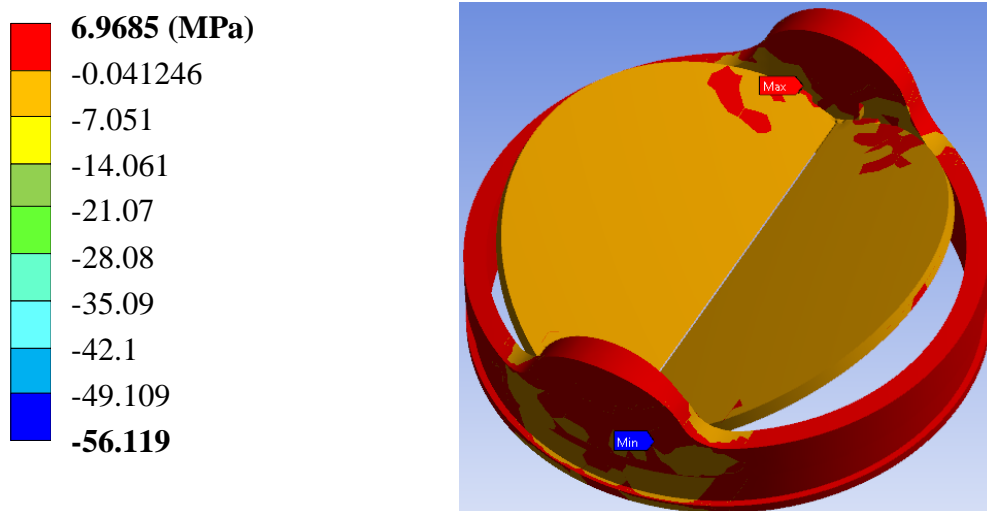


Figura III.28.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

III.3.3.- Segundo caso de estudio; Prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado sístole

En este segundo caso de estudio, se aplicará una presión de 120 mmHg (16000 Pa) que es la presión que se ejerce en el punto de sístole. Es la mayor presión que percibe un corazón sano en estado de relajación. Por lo cual, se aplicará la presión 16000 Pa a las valvas en estado de sístole y la base de las valvas se restringirá el movimiento, como se menciona las valvas está en relajación con esto quiere decir que las valvas se encuentran semi-cerradas en un ángulo de 25°.

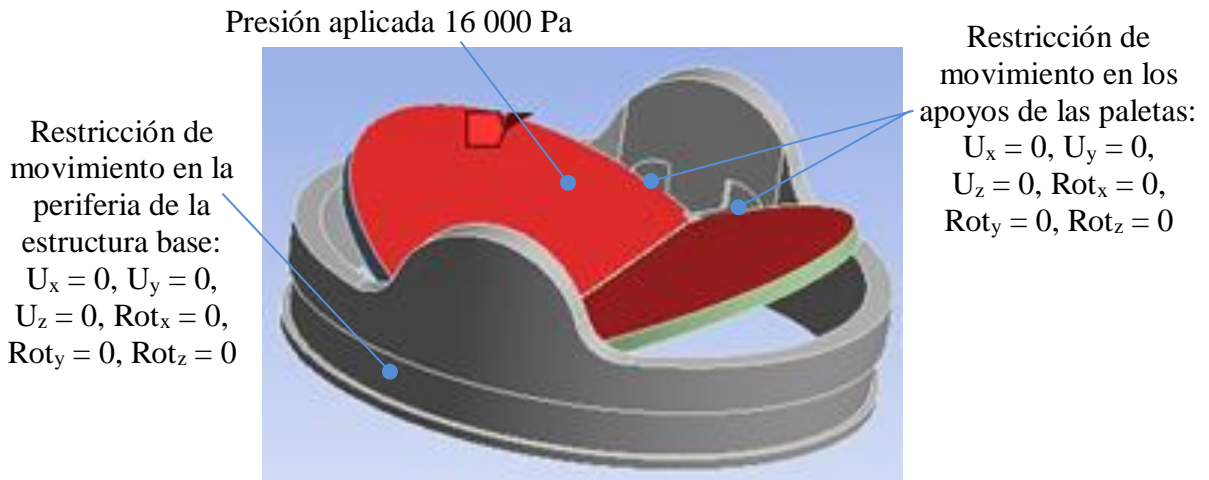


Figura III.29.- Segundo caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

Al aplicar una presión de 16000 Pa (0.016 MPa) a las valvas en estado de sístole, que es cuando estas se encuentran cerradas a un ángulo de 25°. Al aplicar la presión de 16000 Pa posteriormente se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

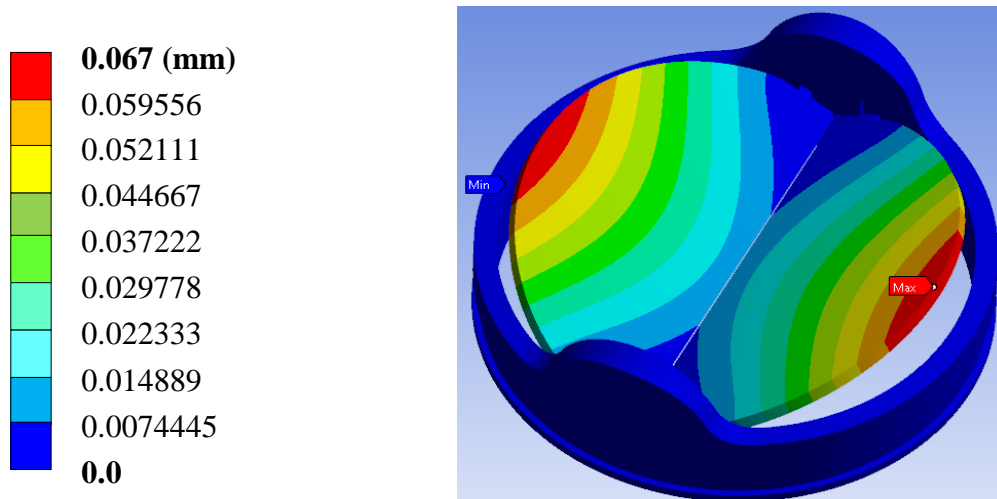


Figura III.30.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

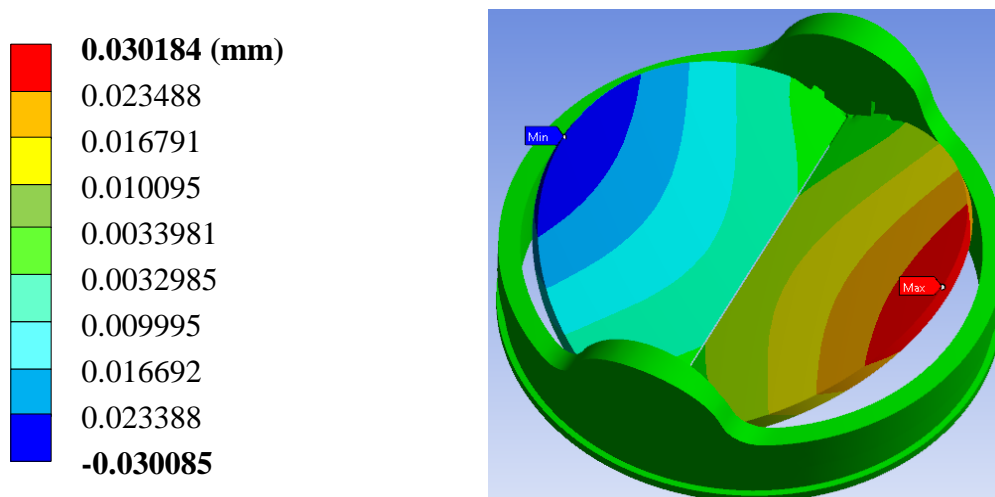


Figura III.31.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

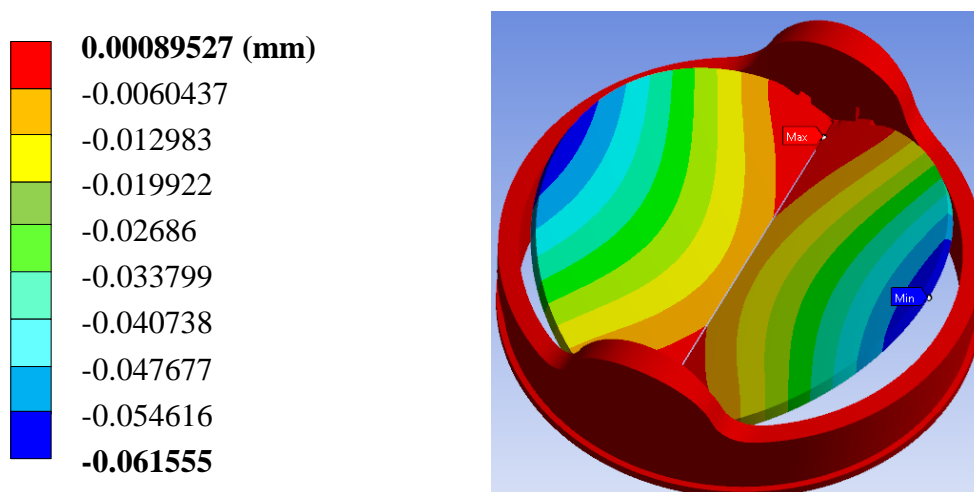


Figura III.32.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

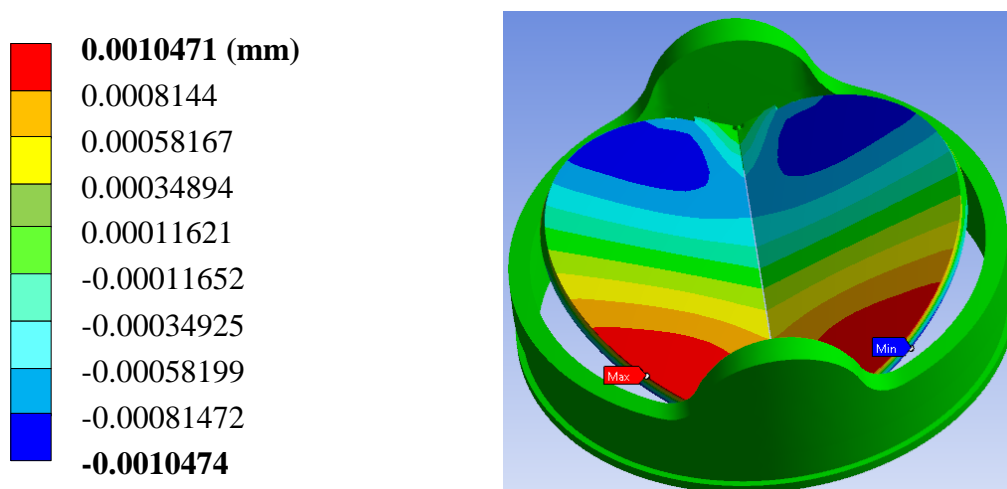


Figura III.33.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

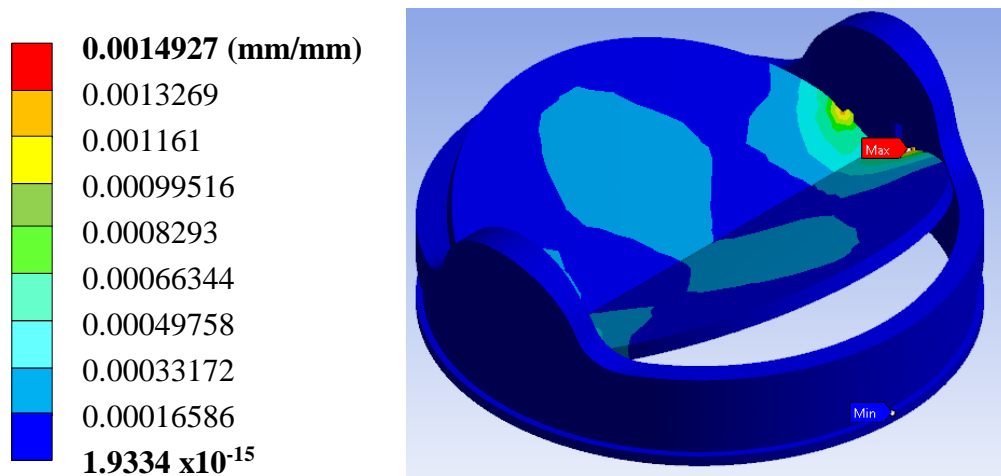


Figura III.34.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria total general

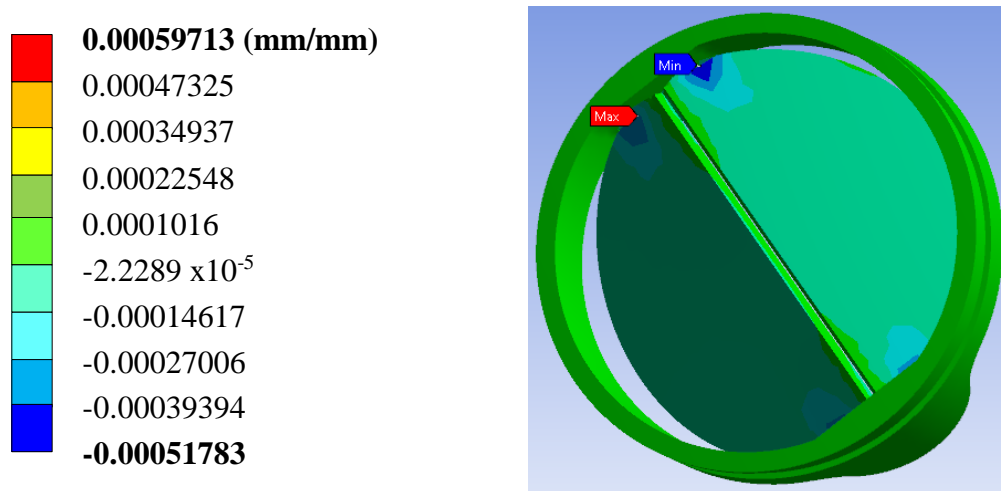


Figura III.35.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

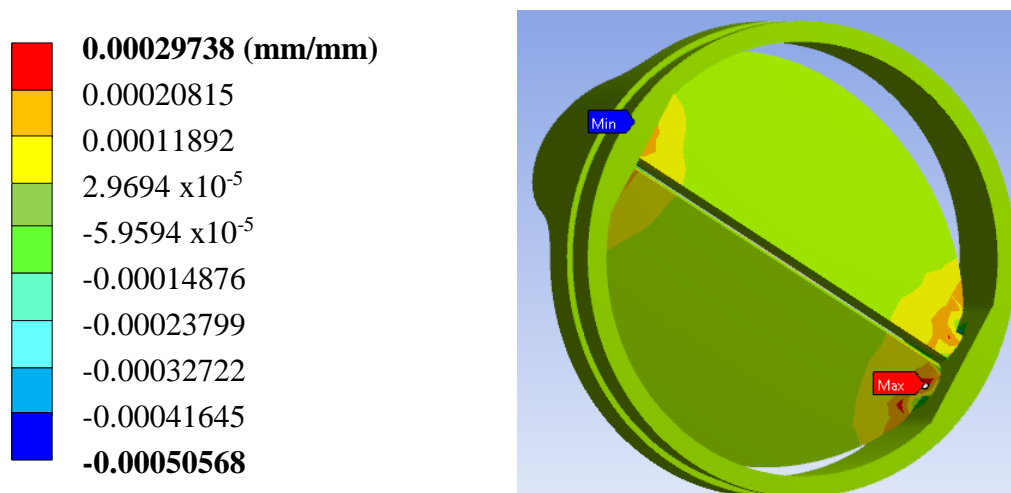


Figura III.36.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

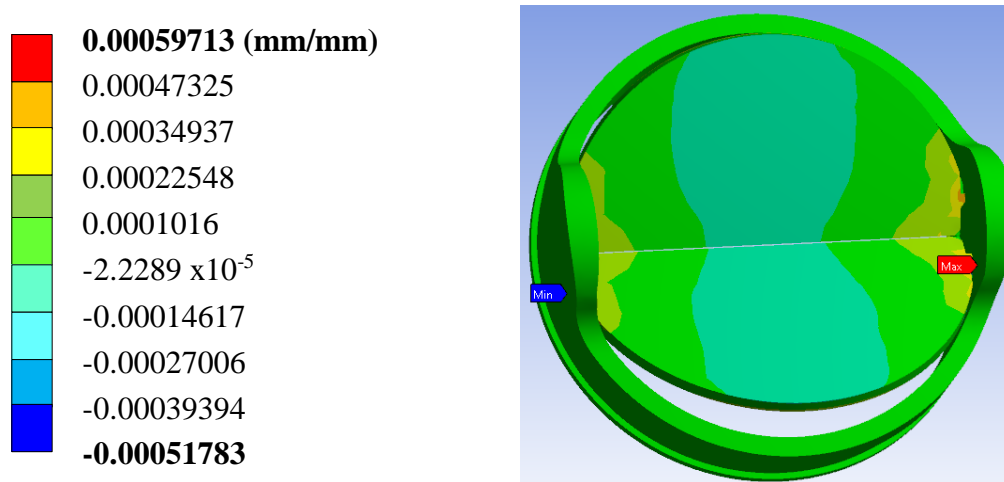


Figura III.37.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

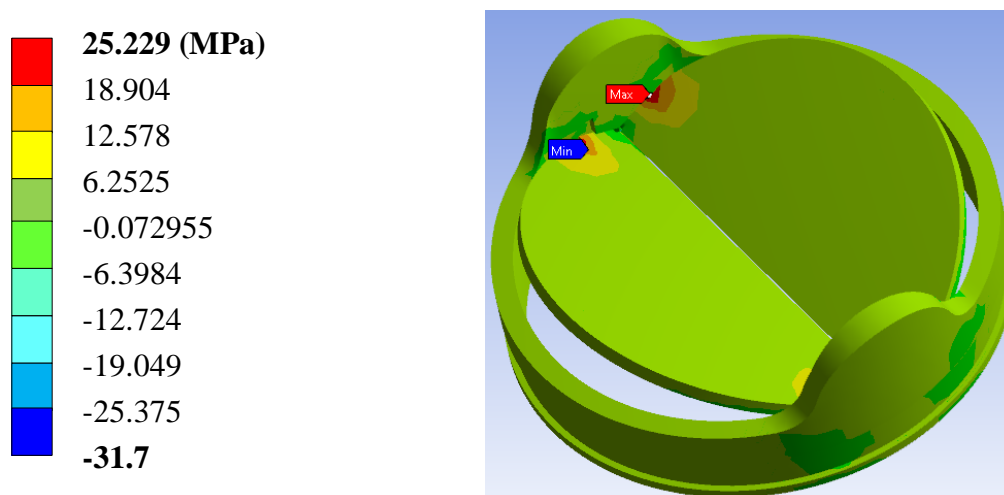


Figura III.38.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

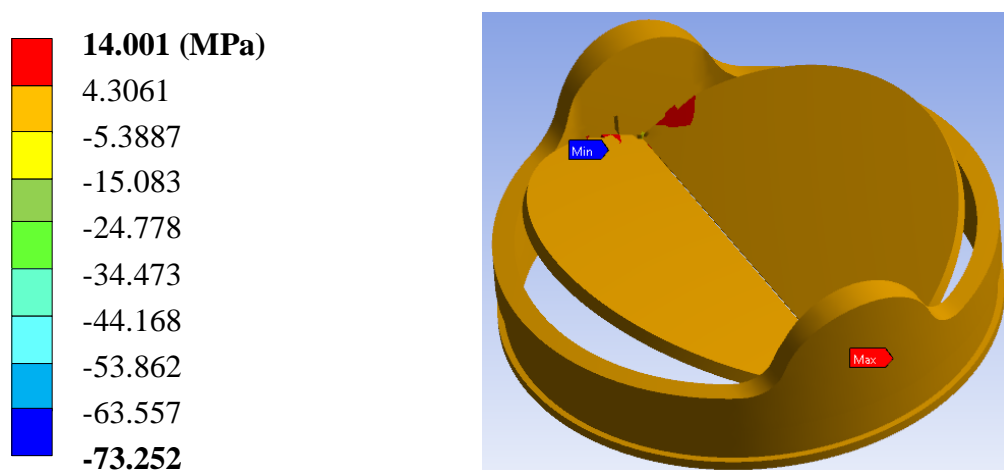


Figura III.39.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

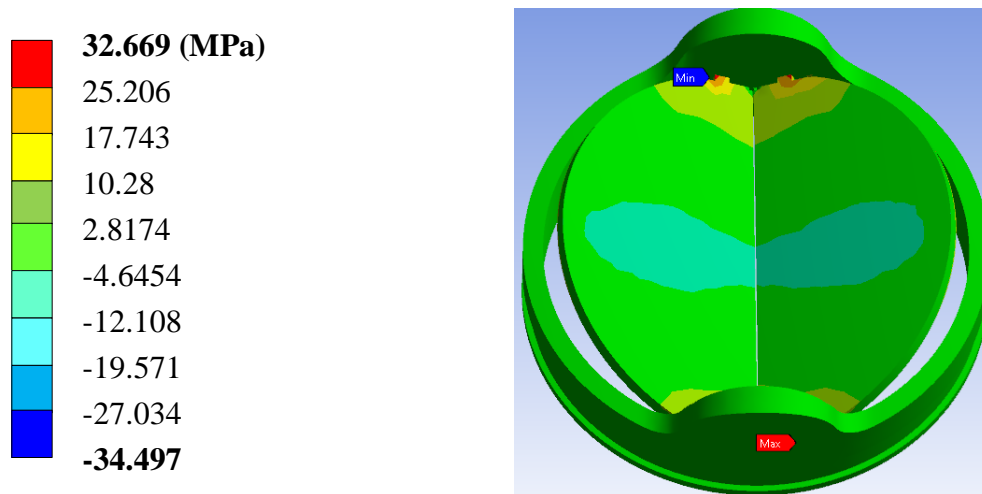


Figura III.40.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

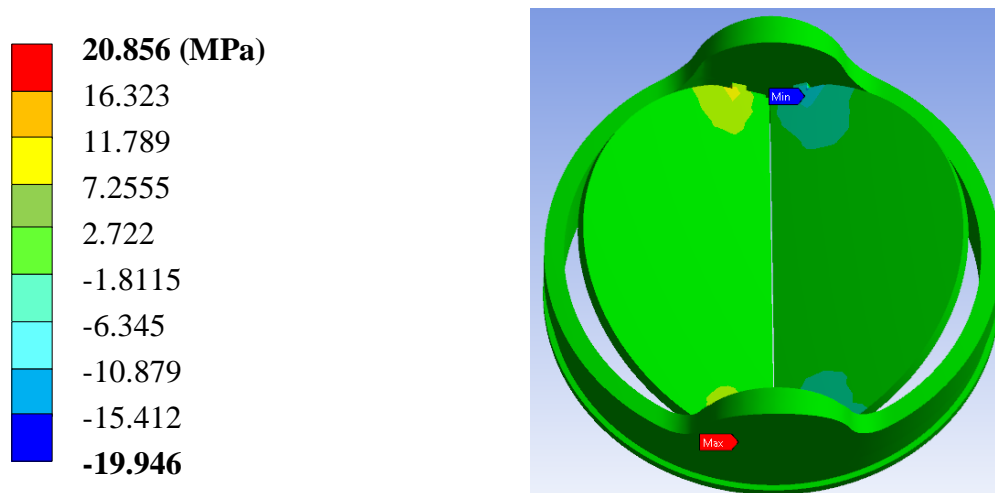


Figura III.41.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

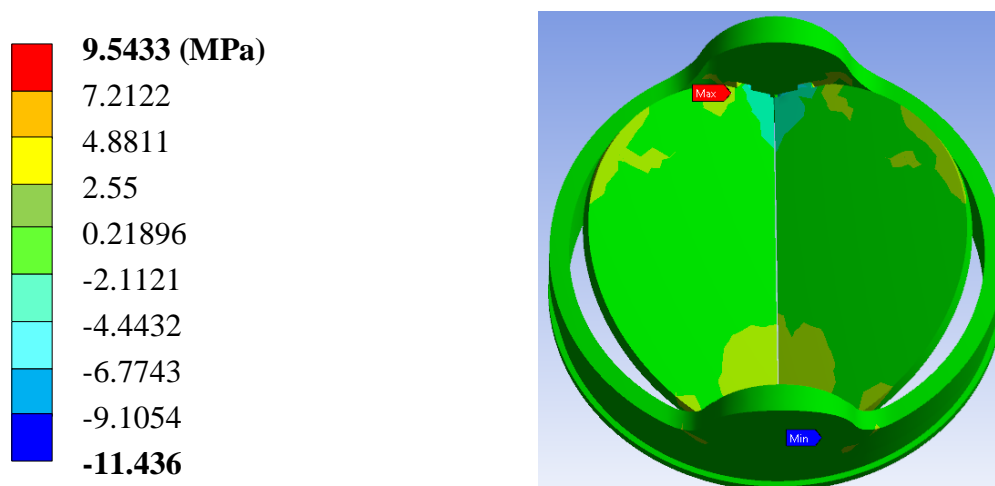


Figura III.42.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

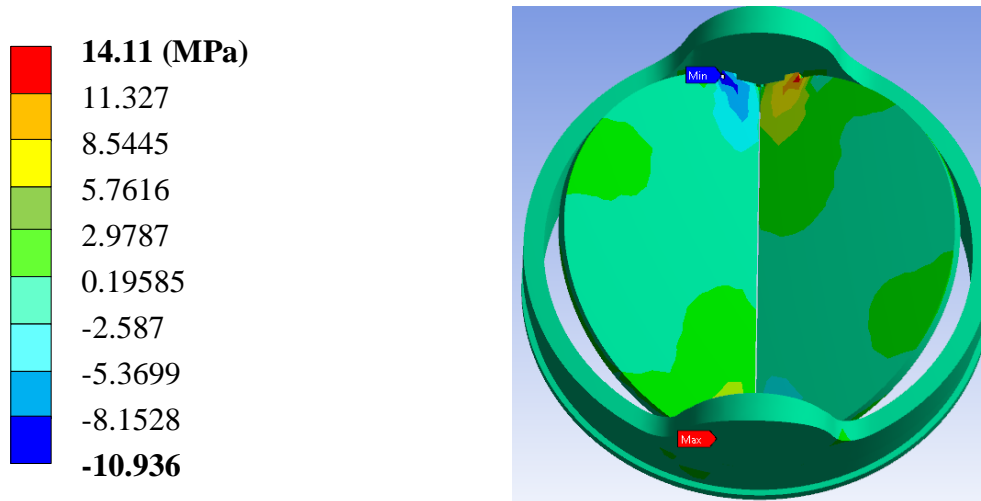


Figura III.43.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

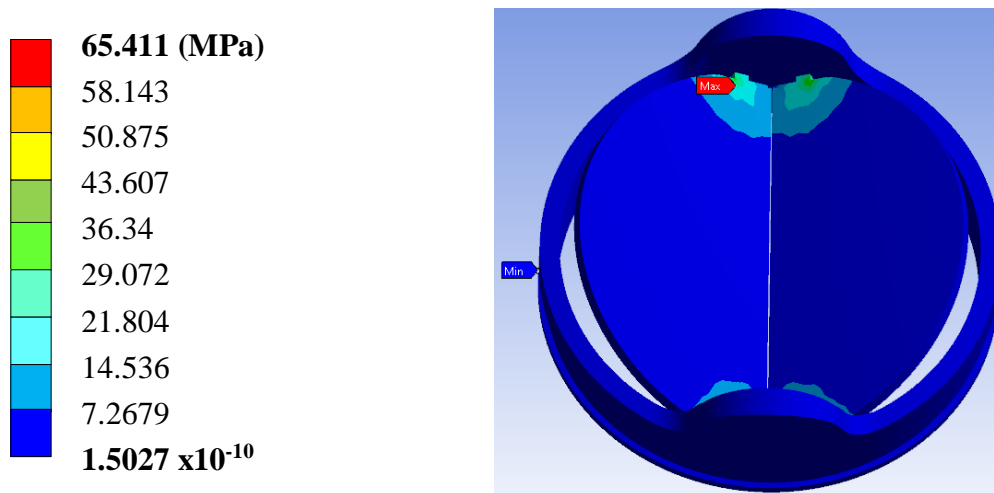


Figura III.44.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*

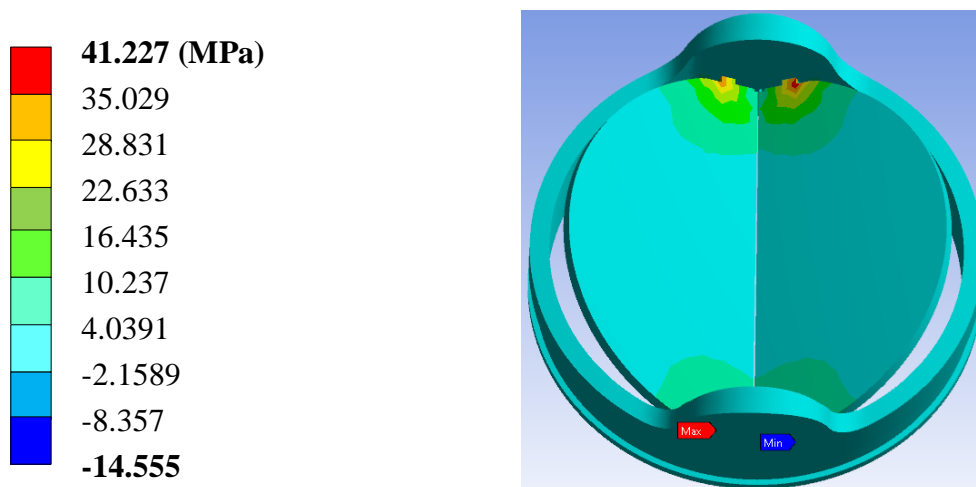


Figura III.45.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

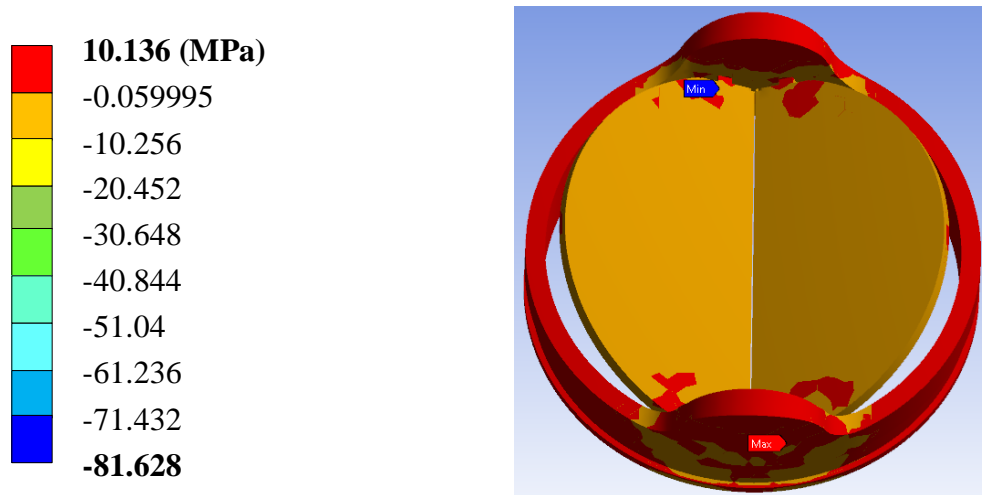


Figura III.46.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

III.3.4.- Tercer caso de estudio; Prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado diástole

Se le aplica una presión de (11000 Pa) que es la presión que se ejerce en el punto de diástole. Es la presión mínima para este estudio donde las valvas se encuentran en posiciones vertical o abiertas con un ángulo de 85°. De igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores (Figura III.49). Al aplicar una presión de 11000 Pa (0.011 MPa) a las paletas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran abiertas a un ángulo de 85°. Al aplicar la presión de 11000 Pa posteriormente se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

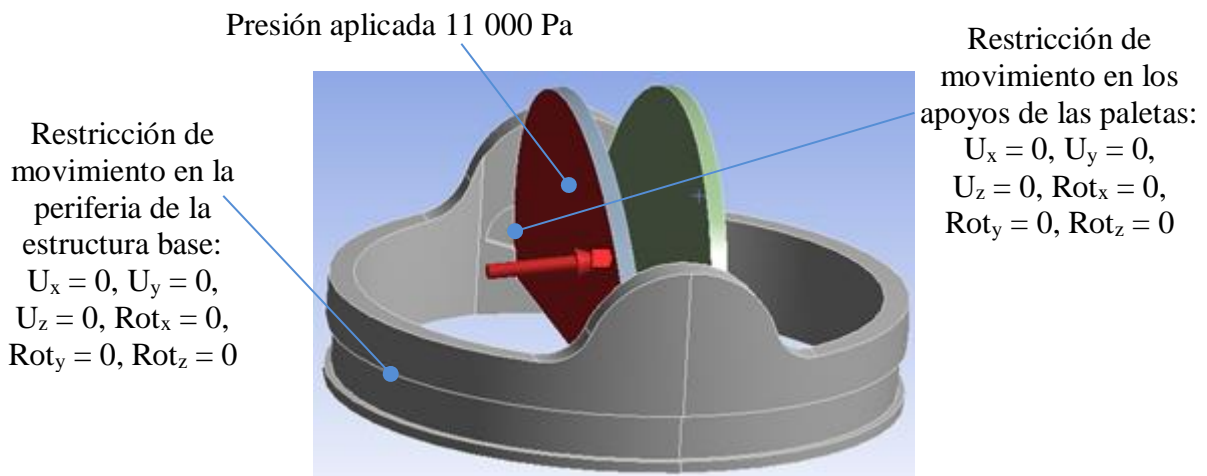


Figura III.47.- Tercer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

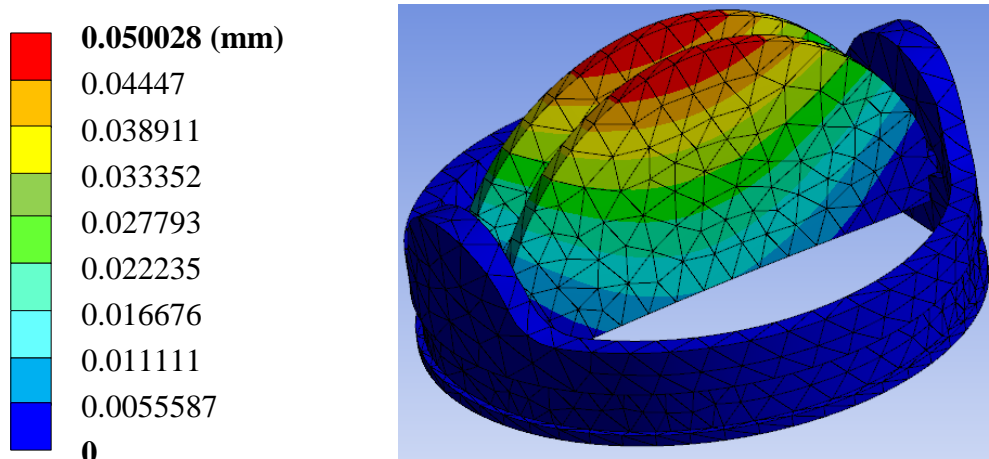


Figura III.48.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

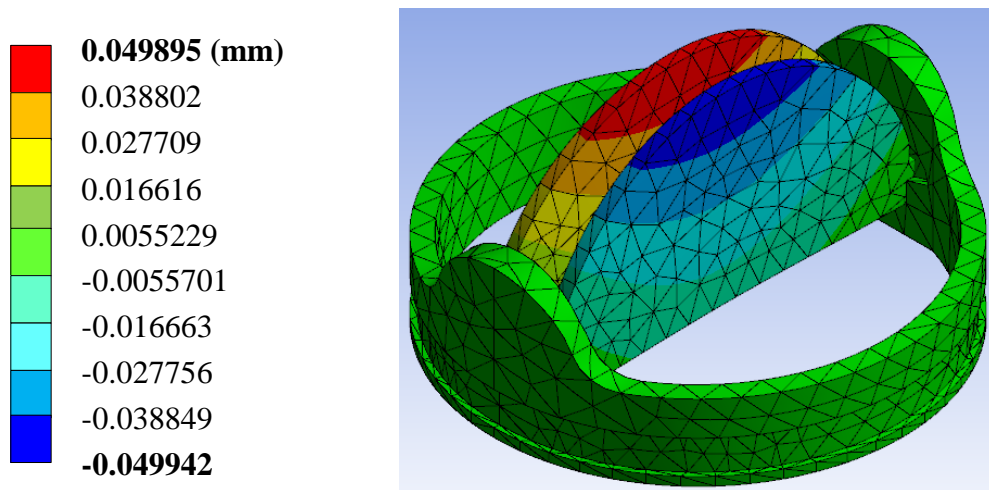


Figura III.49.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

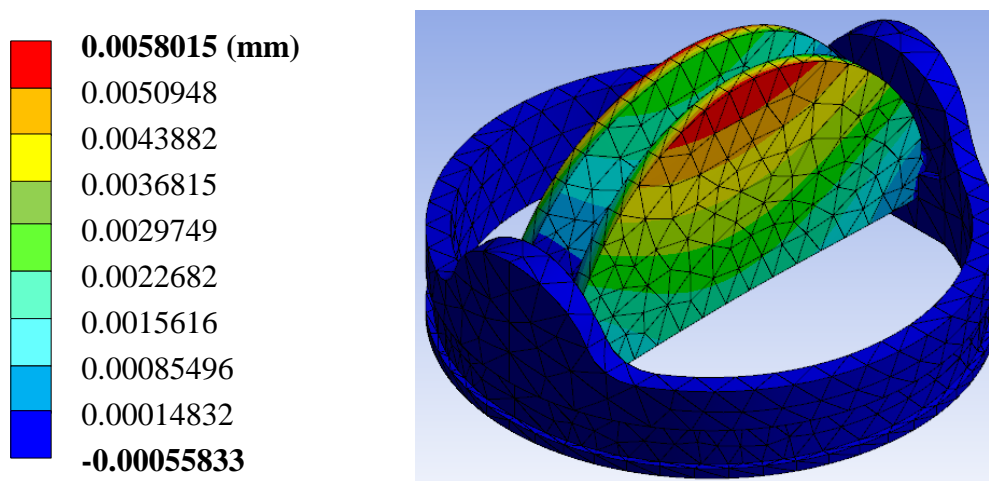


Figura III.50.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

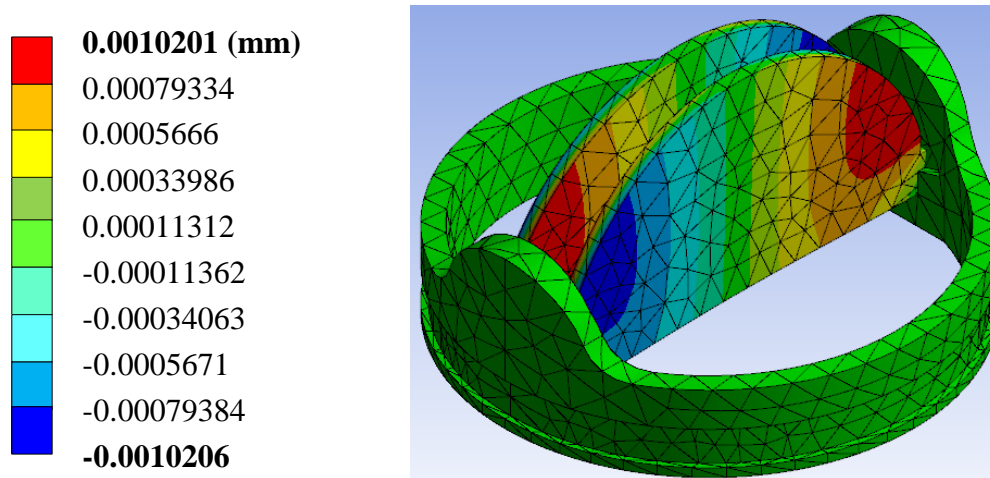


Figura III.51.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

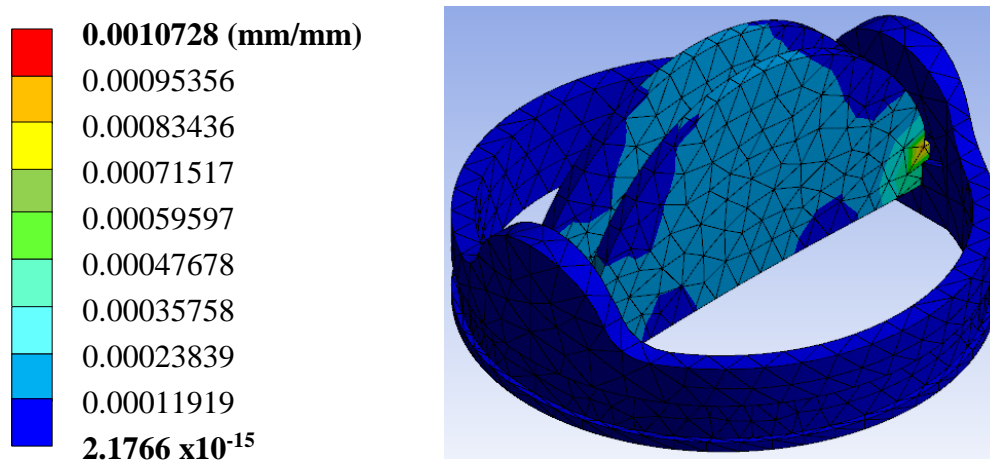


Figura III.52.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria total general

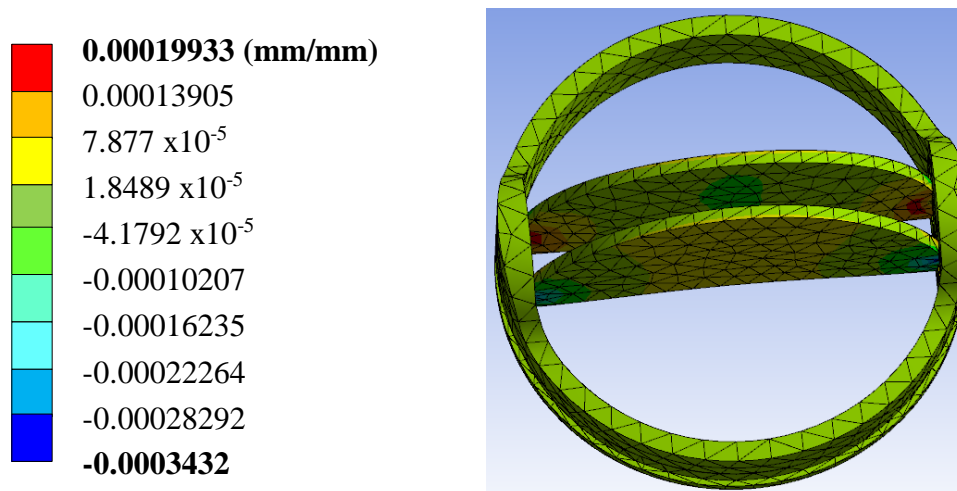


Figura III.53.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

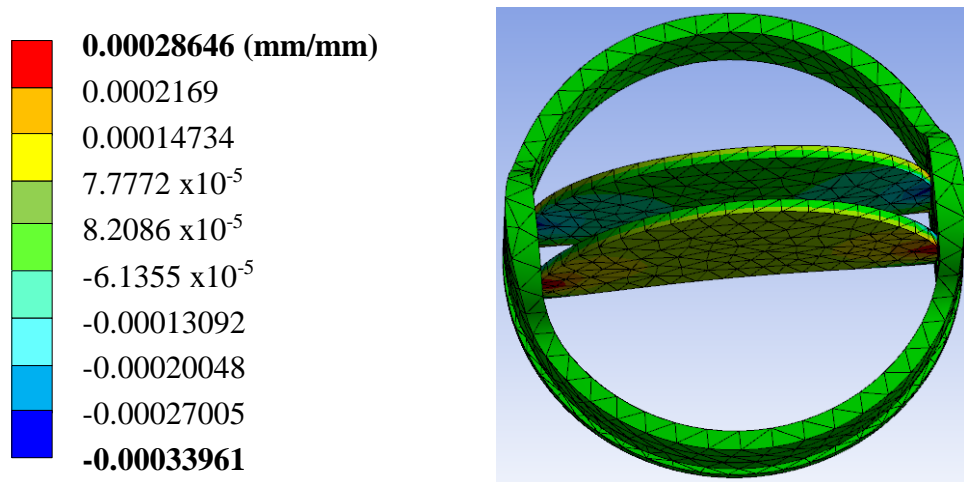


Figura III.54.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

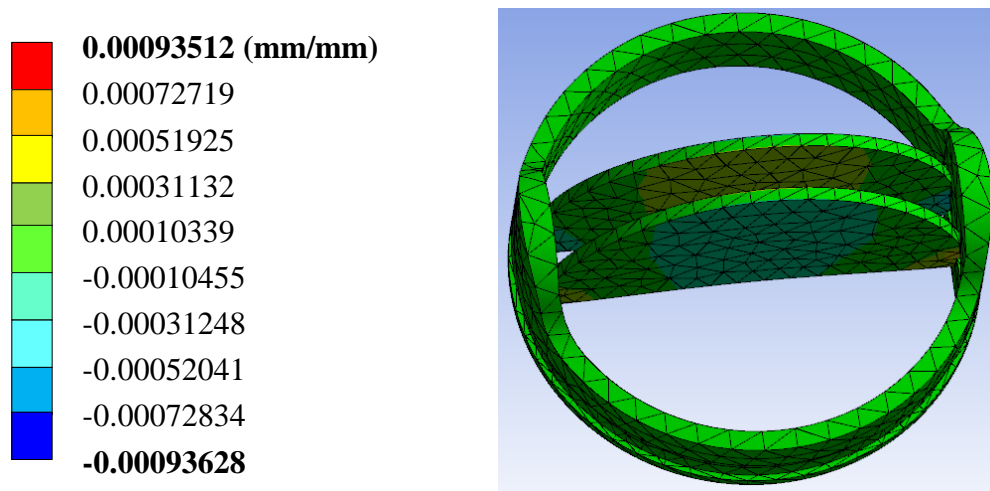


Figura III.55.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

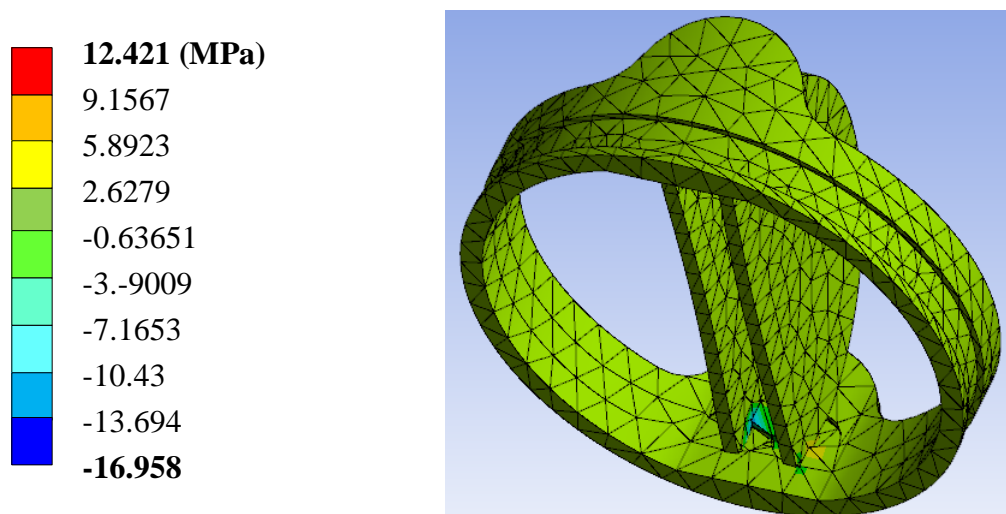


Figura III.56.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

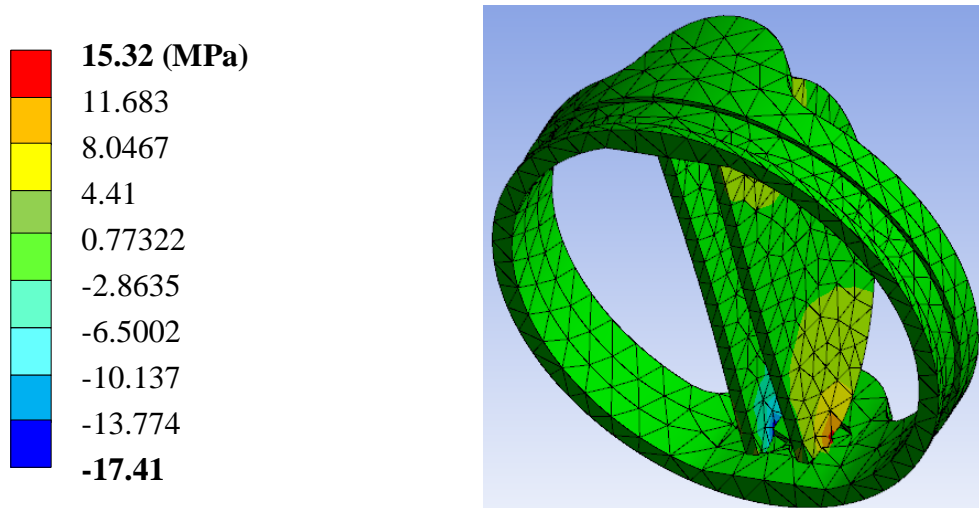


Figura III.57.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

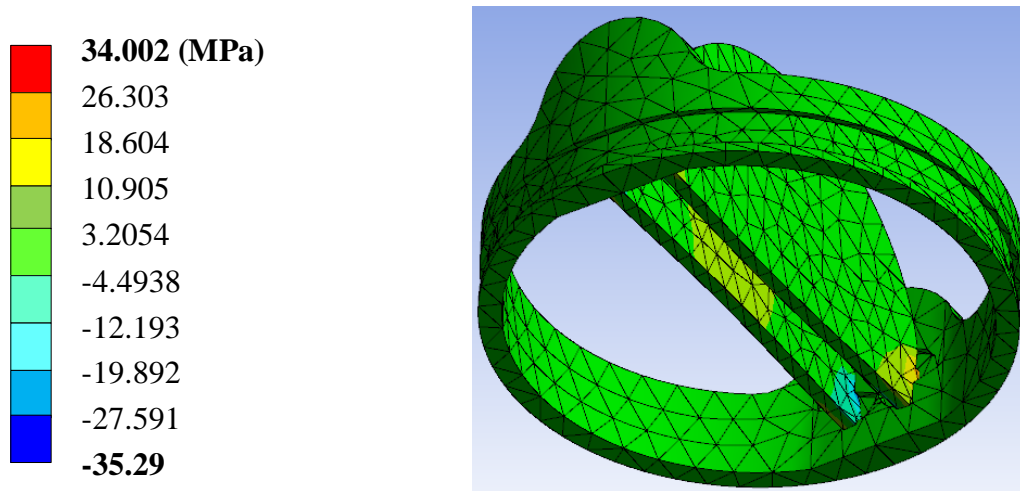


Figura III.58.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

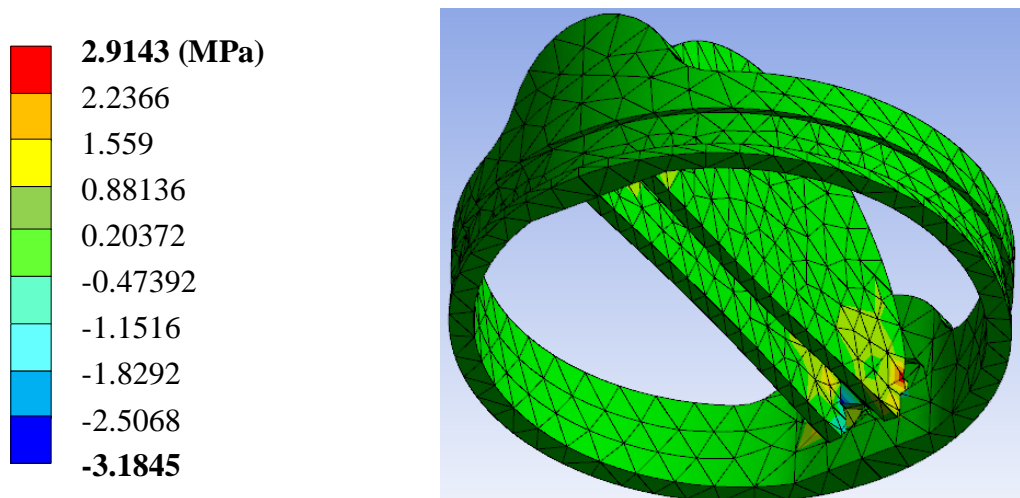


Figura III.59.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

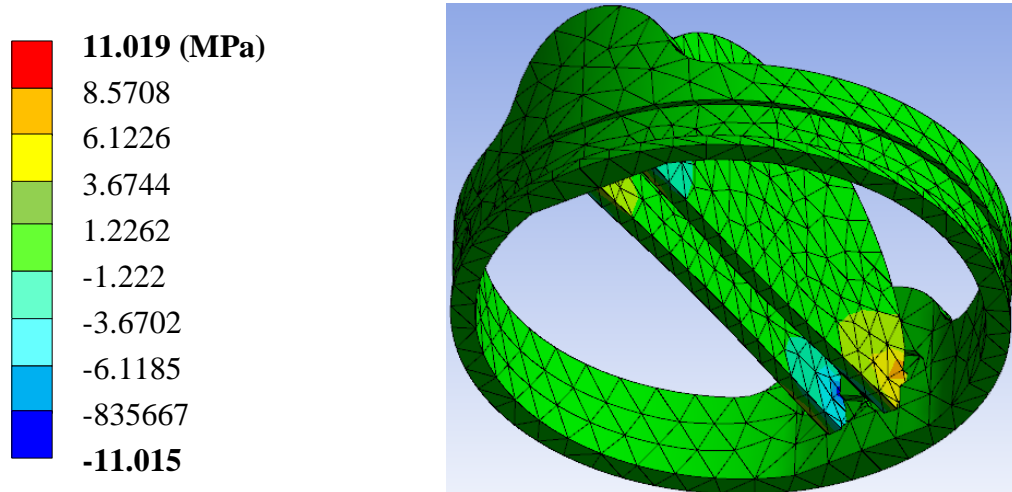


Figura III.60.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

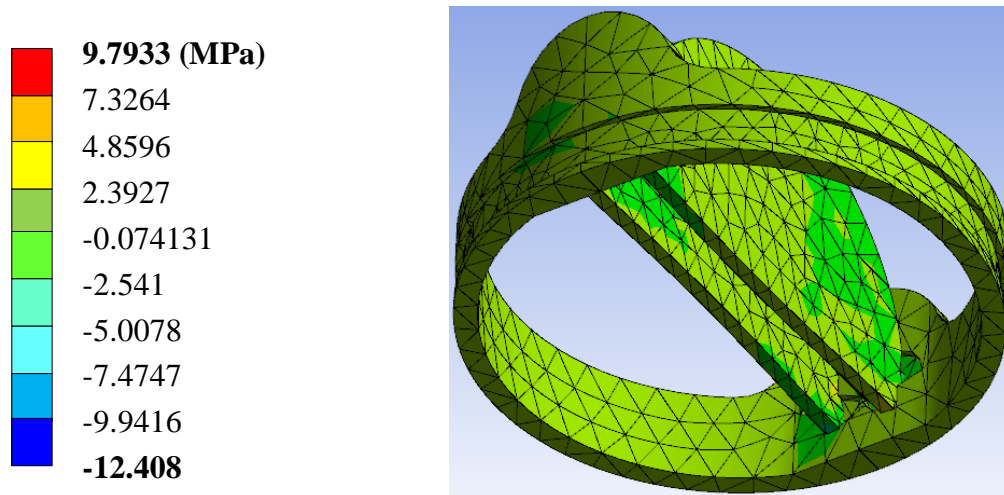


Figura III.61.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

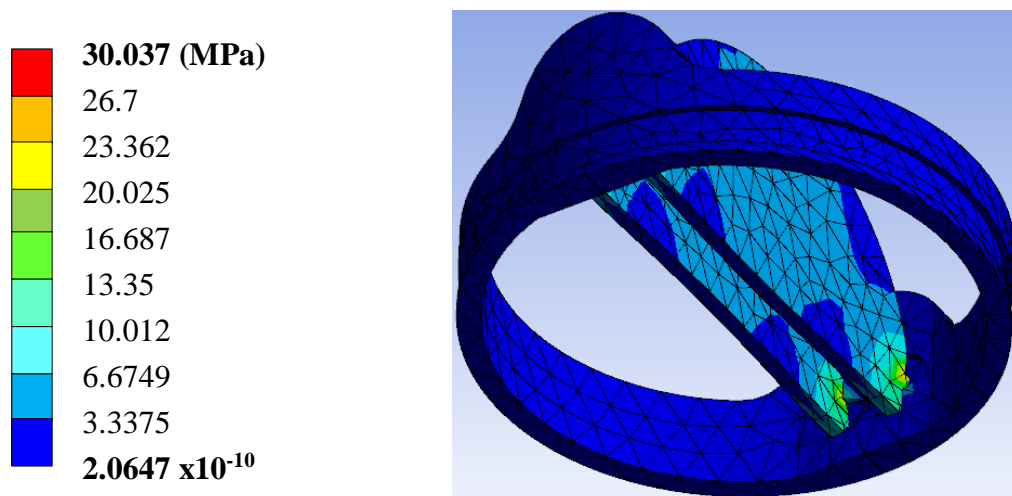


Figura III.62.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*

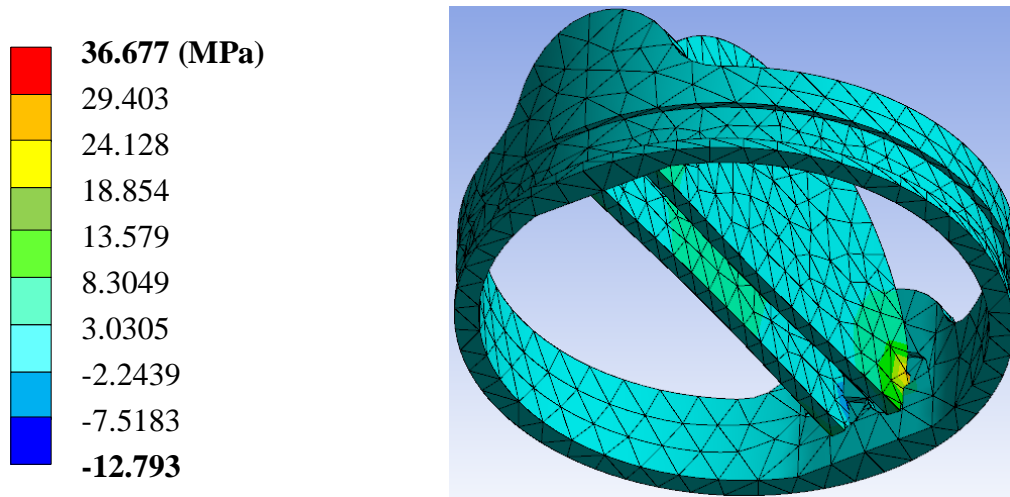


Figura III.63.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

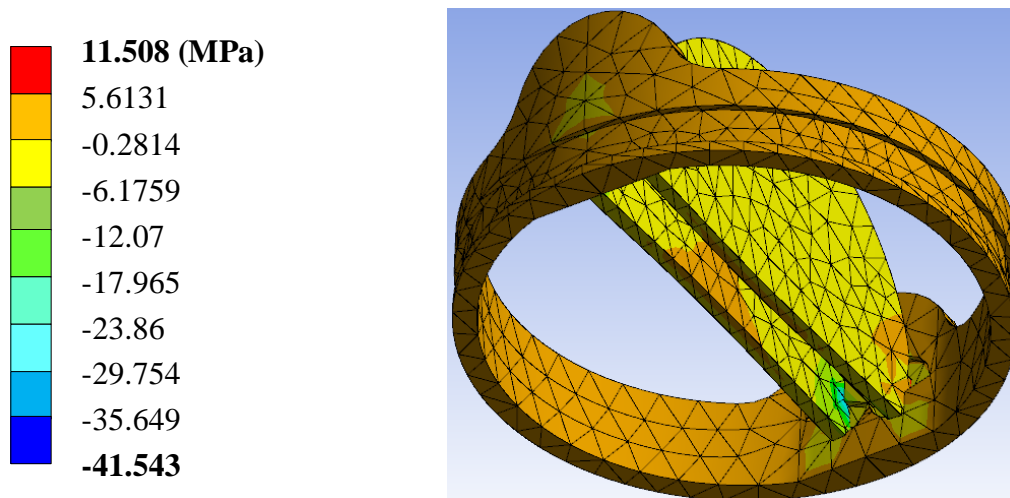


Figura III.64.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

III.3.5.- Cuarto caso de estudio; Prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado sístole

Se aplica las presiones correspondientes a las valvas que son de 16000 Pa (0.016 MPa), la apertura de las valvas es de 85° ya que se encuentra en estado de sístole o descarga. Este análisis es el de mayor presión en estado sistólico, la base de las valvas sigue con restricción en todos sus ejes. De igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores (Figura III.68). Al aplicar una presión de 16000 Pa a las paletas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran abiertas a un ángulo de 85°. Al aplicar la presión de 16000 Pa posteriormente se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito.

Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

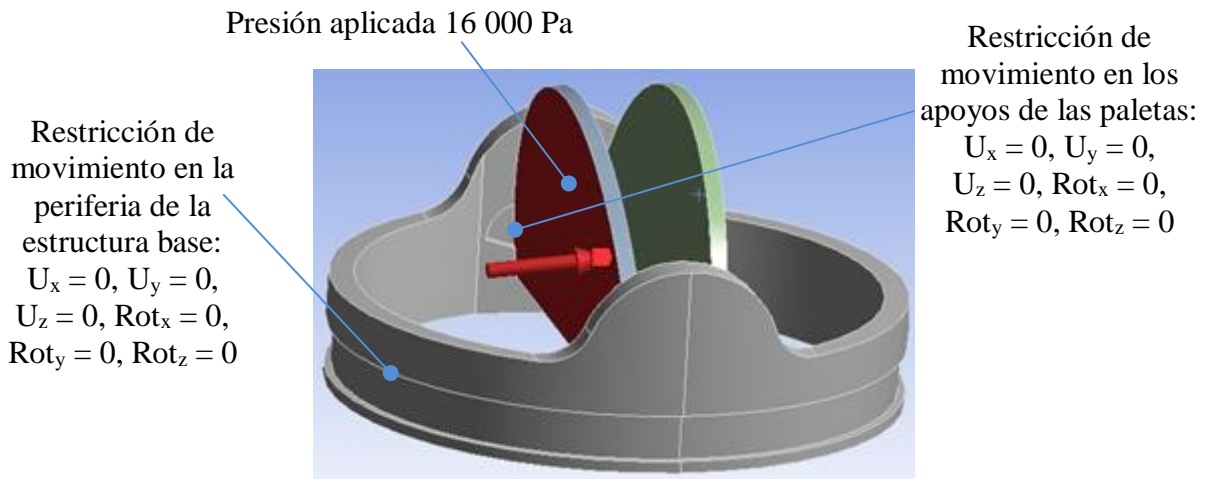


Figura III.65.- Cuarto caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

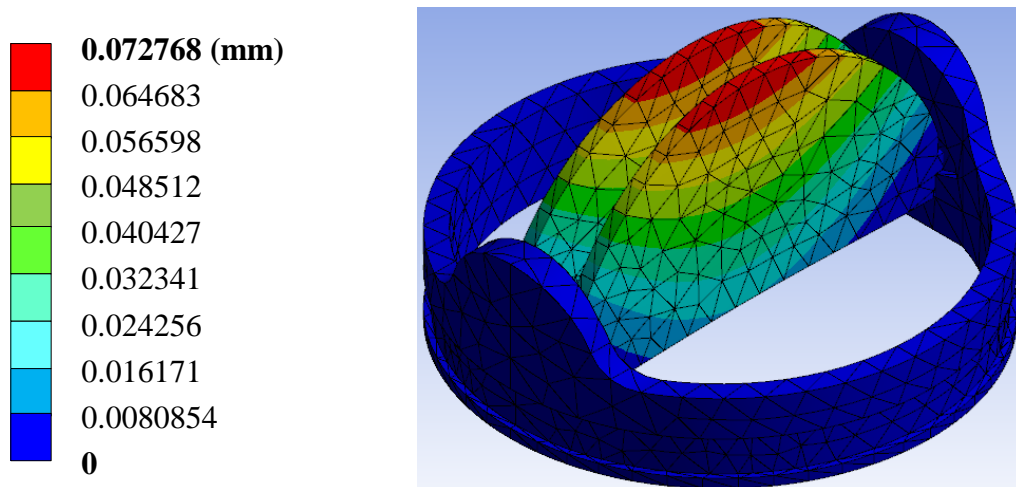


Figura III.66.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

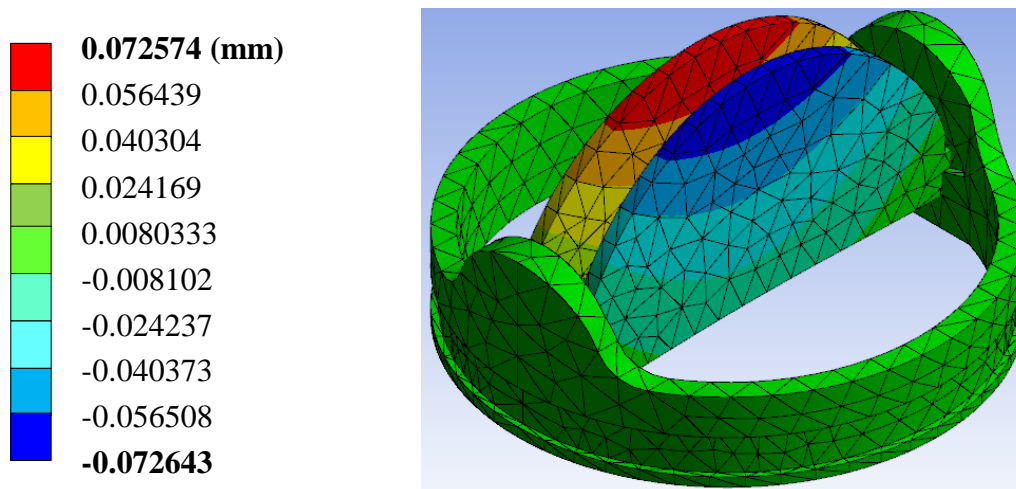


Figura III.67.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

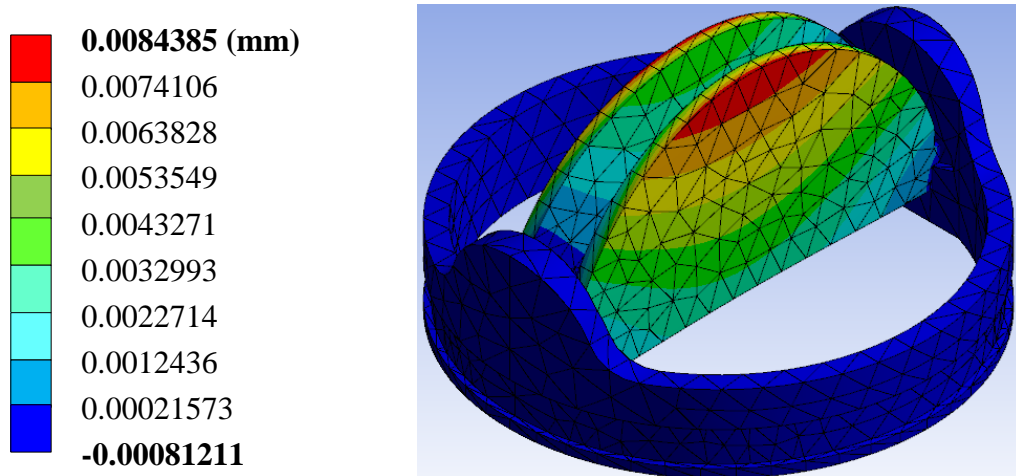


Figura III.68.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

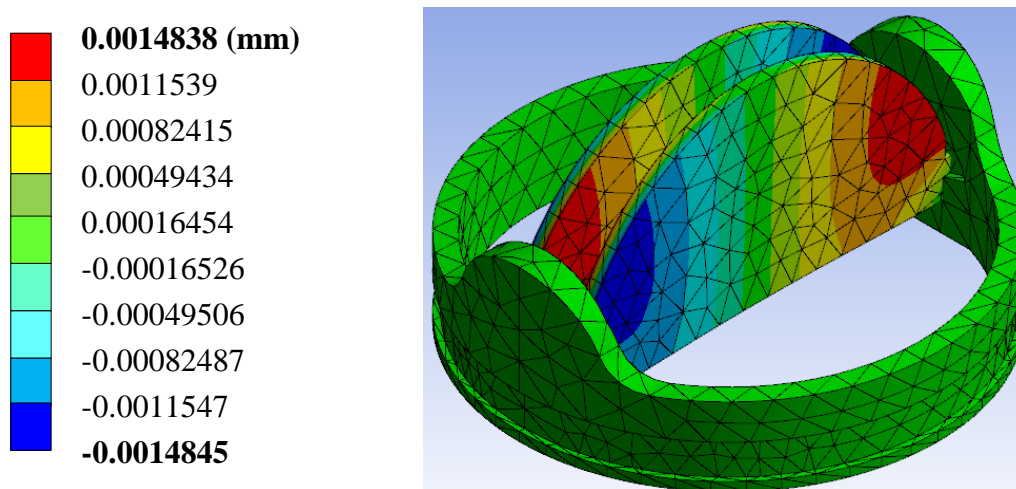


Figura III.69.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

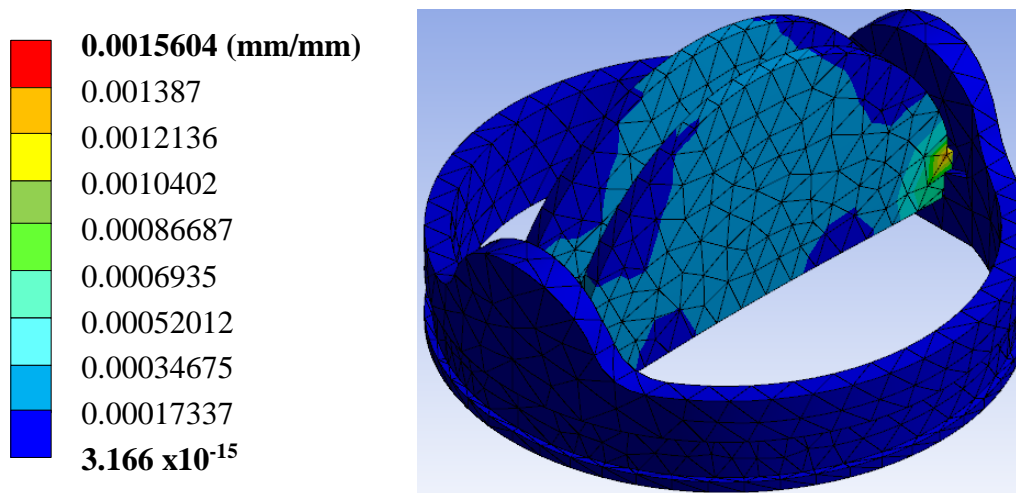


Figura III.70.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria total general

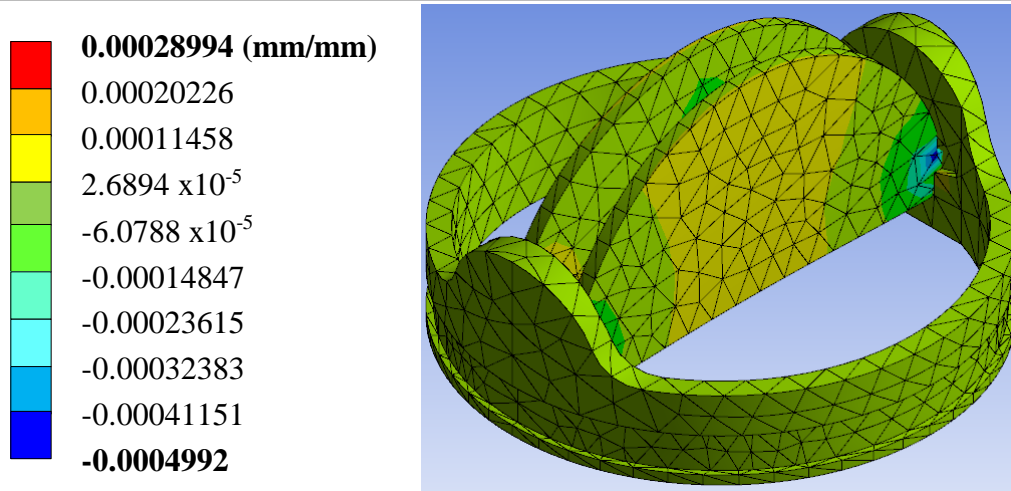


Figura III.71- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

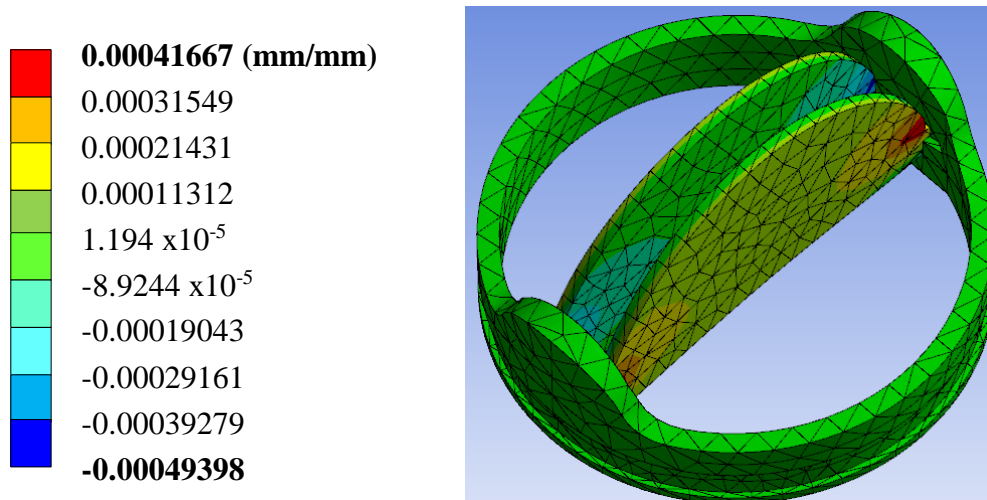


Figura III.72.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

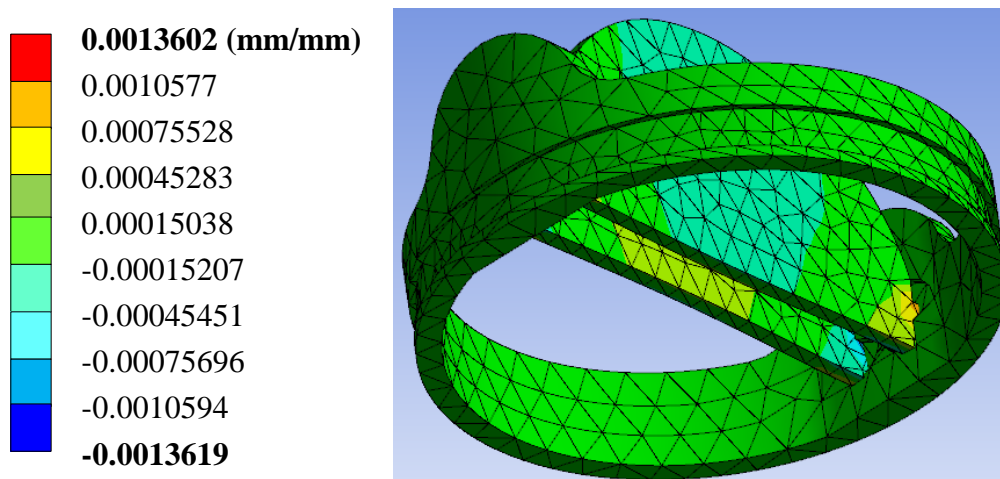


Figura III.73.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

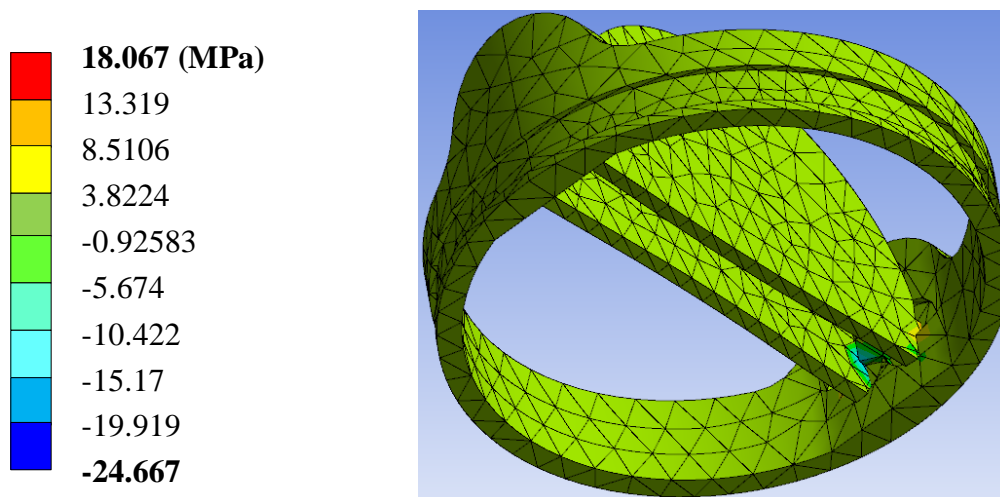


Figura III.74.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

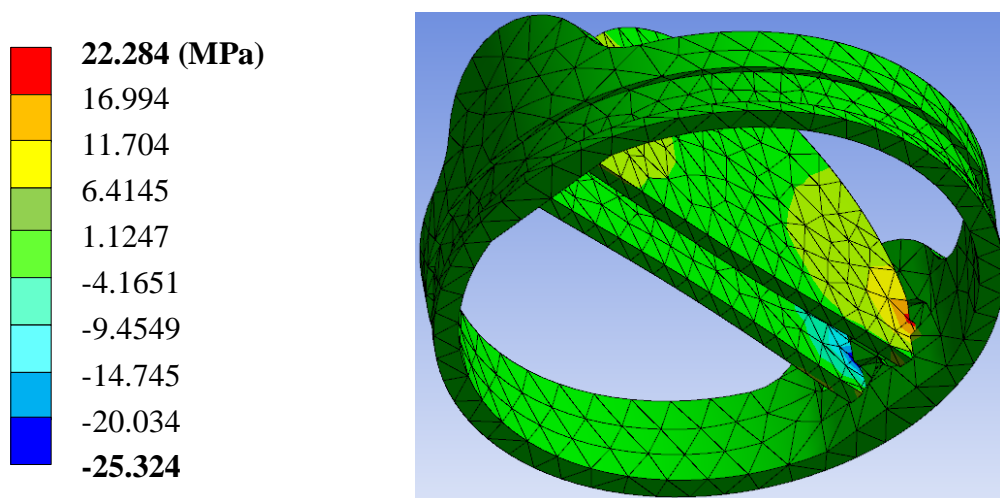


Figura III.75.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

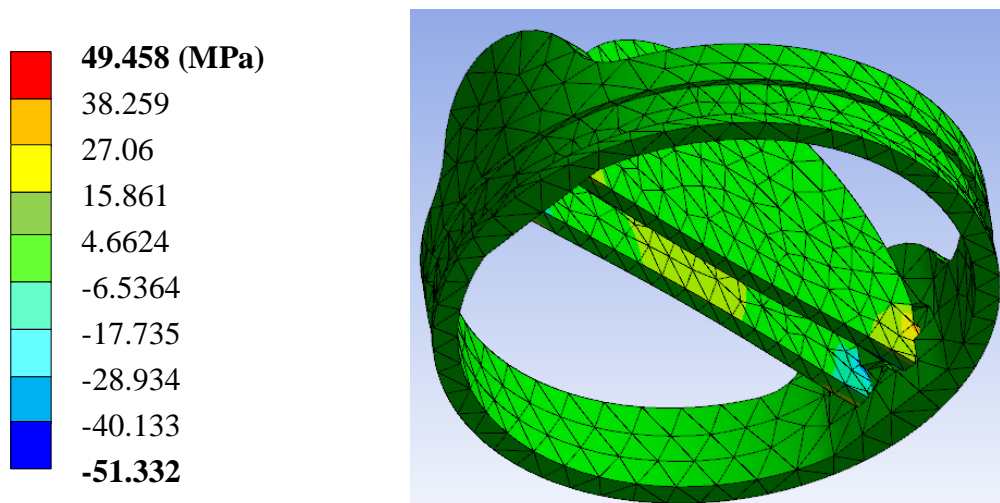


Figura III.76.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

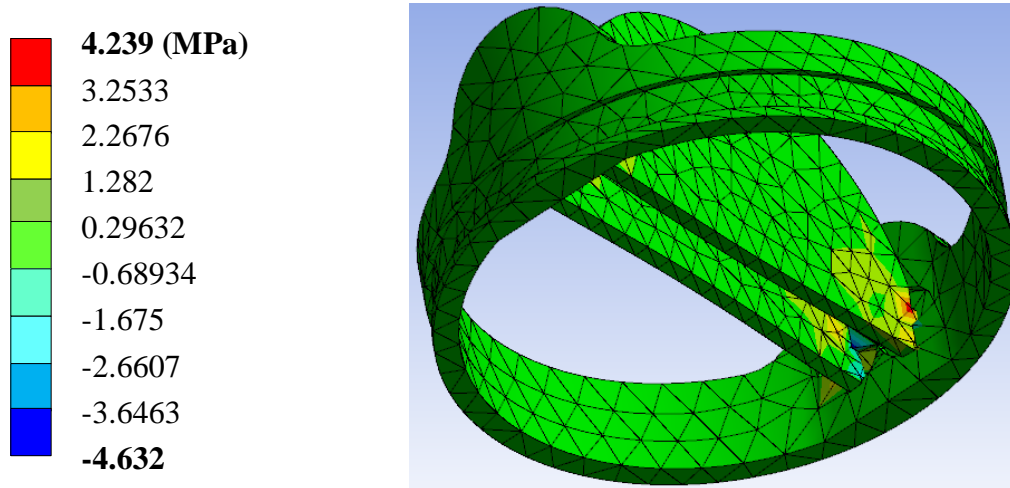


Figura III.77.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

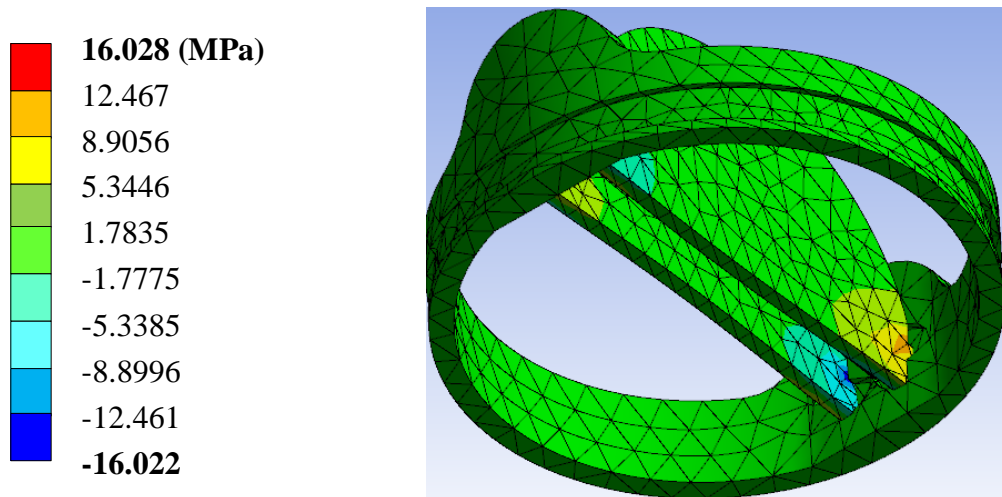


Figura III.78.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

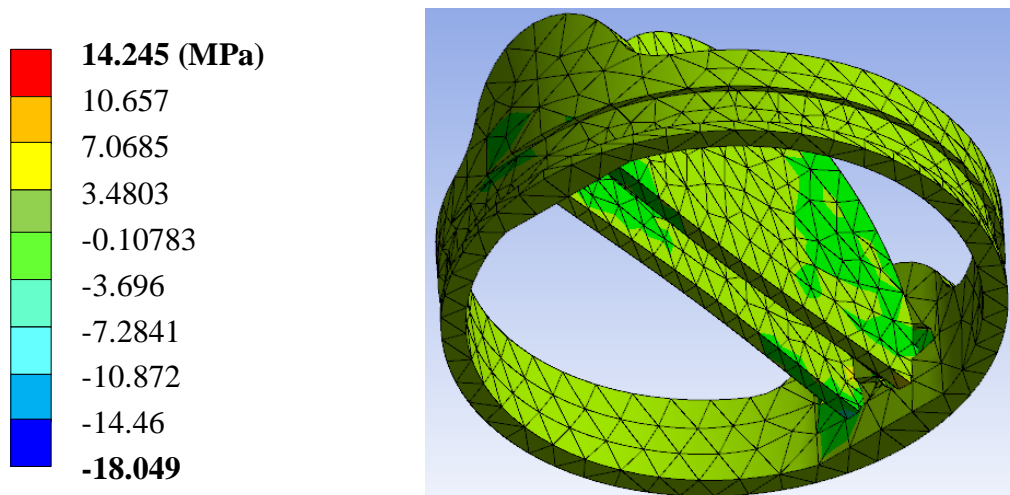


Figura III.79.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

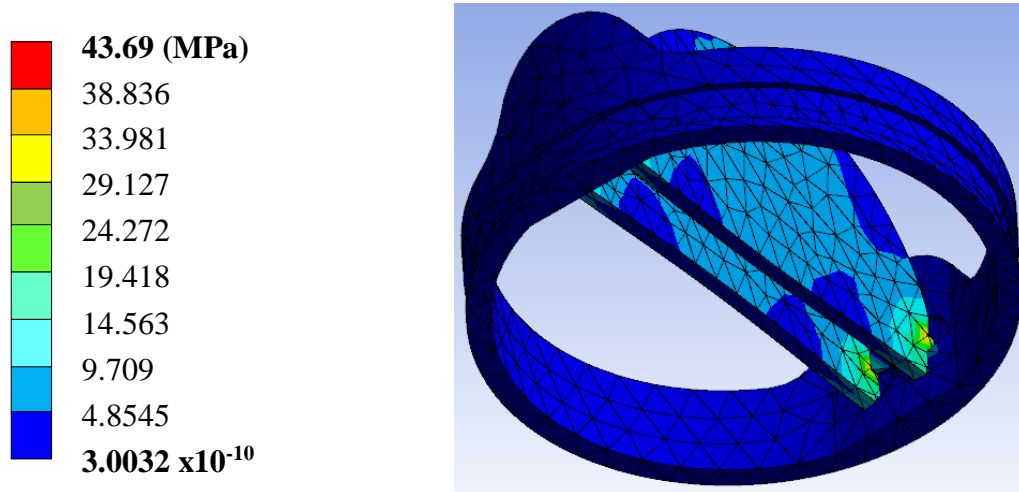


Figura III.80.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

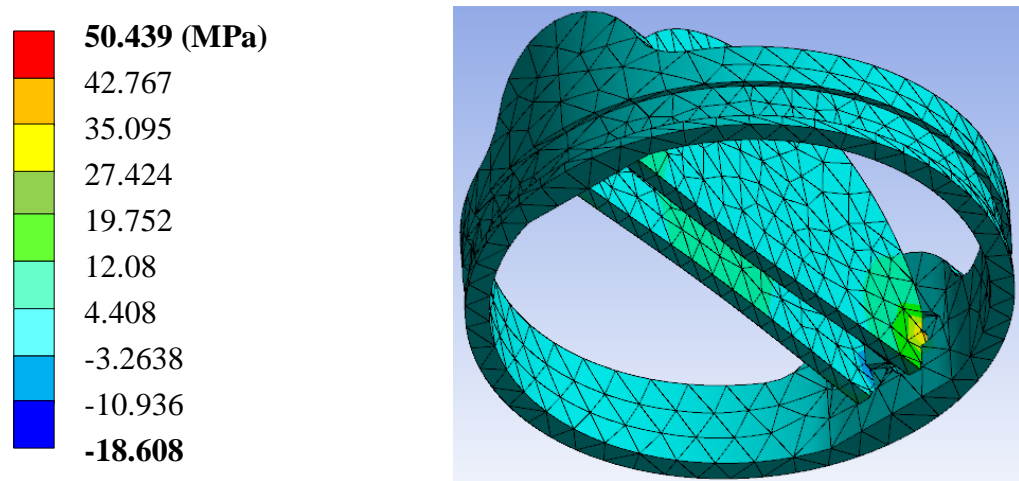


Figura III.81.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

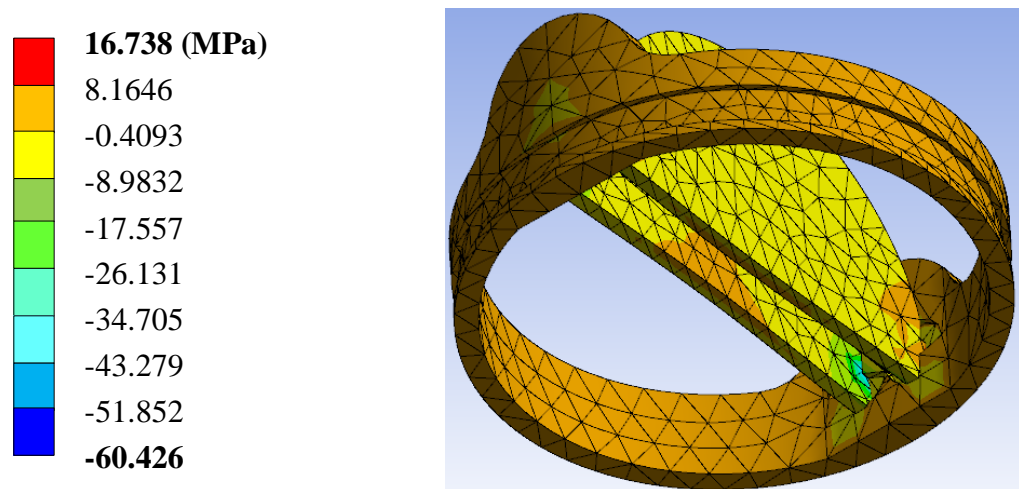


Figura III.82.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

Tabla III.3.- Resultados de los análisis numéricos

Valor	1er. Caso		2do. Caso		3er. Caso		4to. Caso	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Desplazamiento total (mm)	0.046063	0	0.067	0	0.050028	0	0.072768	0
Desplazamiento en eje x (mm)	0.020752	-0.020683	0.030184	-0.030085	0.049895	-0.049942	0.072574	-0.072643
Desplazamiento en eje y (mm)	0.0006155	-0.010319	0.00089527	-0.061555	0.0058015	-0.00055833	0.0084385	-0.00081211
Desplazamiento en eje z (mm)	0.0007199	-0.042319	0.0010471	-0.0010474	0.0010201	-0.0010206	0.0014838	-0.0014845
Deformación unitaria total	0.0010263	1.3292 x10 ⁻¹⁵	0.0014927	1.9334 x10 ⁻¹⁵	0.0010728	2.1766 x10 ⁻¹⁵	0.0015604	3.166 x10 ⁻¹⁵
Deformación unitaria eje x	0.00041053	-0.00035601	0.00059713	-0.00051783	0.00019933	-0.0003432	0.00028994	-0.0004992
Deformación unitaria eje y	0.0020445	-0.00034766	0.00029738	-0.00050568	0.00028646	-0.00033961	0.00041667	-0.00049398
Deformación unitaria eje z	0.00061983	-0.00065201	0.0059713	-0.0051783	0.00093512	-0.00093628	0.0013602	-0.0013619
Esfuerzo nominal eje x (MPa)	17.345	-21.794	25.229	-31.7	12.421	-16.958	18.067	-24.667
Esfuerzo nominal eje y (MPa)	9.6255	-50.631	14.001	-73.252	15.32	-17.41	22.284	-25.324
Esfuerzo nominal eje z (MPa)	22.46	-23.716	32.669	-34.497	34.002	-35.29	49.458	-51.332
Esfuerzo cortante plano xy (MPa)	14.339	-13.713	20.856	-19.946	2.9143	-3.1845	4.239	-4.632

Esfuerzo cortante plano xz (MPa)	6.561	-7.8626	9.5433	-11.436	9.7933	-12.408	14.245	-18.049
Esfuerzo cortante plano yz (MPa)	9.7008	-7.5183	14.11	-10.936	11.019	-11.015	16.028	-16.022
Esfuerzo von Mises (MPa)	44.97	1.0331 $\times 10^{10}$	65.411	1.5027 $\times 10^{-10}$	30.037	2.0647 $\times 10^{-10}$	43.69	3.0032 $\times 10^{-10}$
Esfuerzo principal máximo (MPa)	28.344	-10.007	41.227	-14.555	36.677	-12.793	50.439	-18.608
Esfuerzo principal mínimo (MPa)	6.9685	-56.119	10.136	-81.628	11.508	-41.543	16.738	-60.426

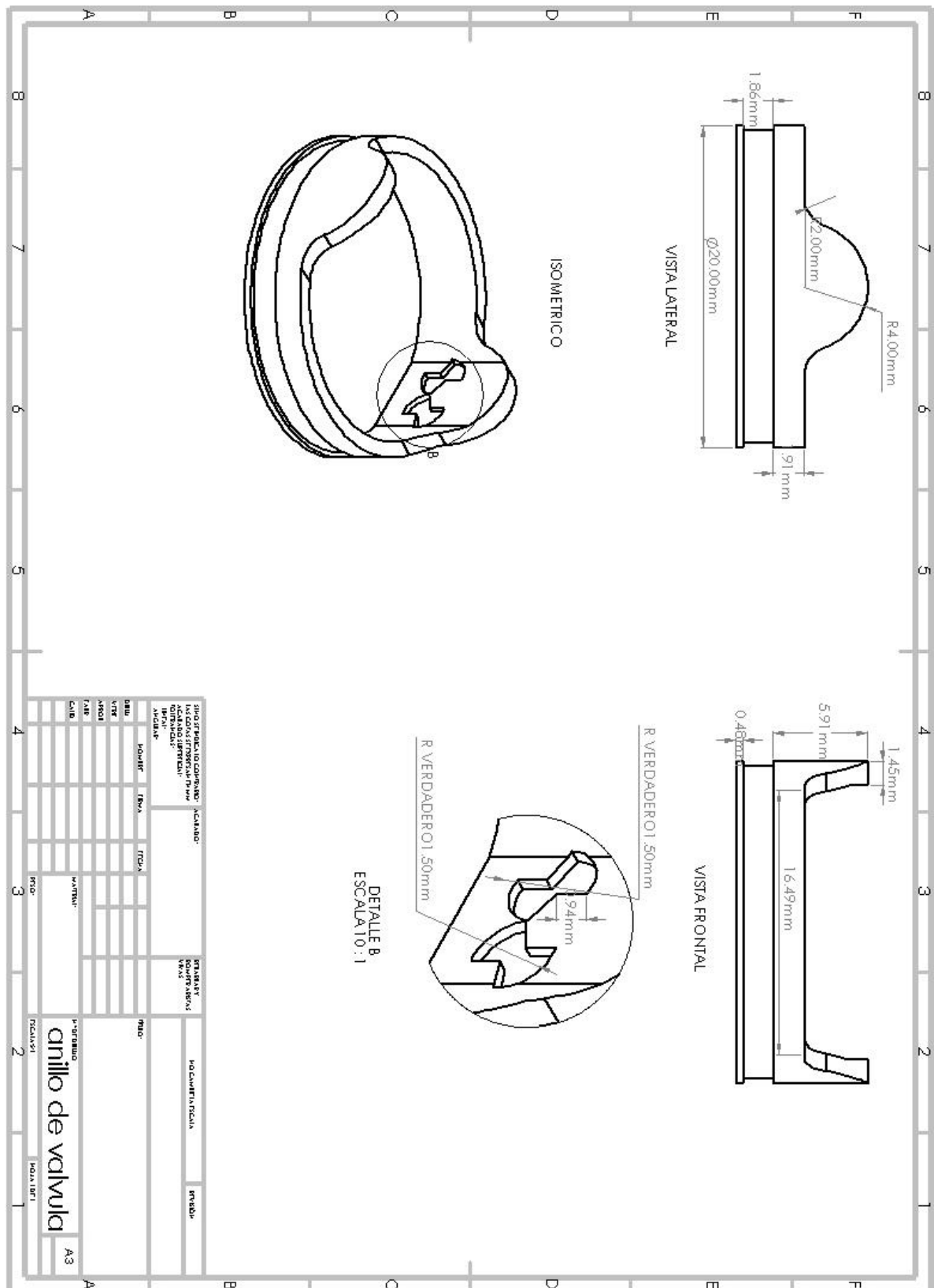
III.4.- Sumario

Al realizar el análisis numérico de las válvulas abiertas a diferentes grados se observó el comportamiento del material que está hecha la válvula y se apreció que es muy resistente, ya que soporto de buena manera las presiones ejercidas por parte del sistema cardiaco a ritmo normal. Se aplicaron dos presiones diferentes en cuatro posiciones distintas, las presiones aplicadas corresponden a las presionar arteriales normales de una persona sana, al ejercer estas presiones se analizaron el desplazamiento máximo y mínimo, el esfuerzo Von Misses máximo y mínimo, y el esfuerzo cortante de igual manera máximo y mínimo. Se pudo apreciar que el desplazamiento en la base de las valvas en todos los casos fue de cero, esto es muy importante ya que la presión ejercida no afectara la posición de la válvula, mientras que el mayor desplazamiento de las valvas fue en la válvula de 23 mm a 85° en estado de sístole con una presión ejercida de 16000 Pa que de acuerdo a la presión ejercida eso es normal.

III.5.- Referencias

- 1.- Milvio, C., Ramírez-López, B. H., Cáceres-Lóriga, C. F., Estévez-Álvarez, N., Martín-Martínez, A. y Peña-Ramos, Y., Prótesis valvulares cardíacas; Apuntes de interés, *Revista Cubana de cardiología y cirugía cardiovascular*, Vol. 19, No. 3-4, pp 147-152, 2013.
- 2.- Shuster, J., Schvezov C. y Rosenberger, M., Hemocompatibility evaluation of Titanium oxide and pyrolytic carbon, *Anales de la Asociación Física Argentina*, Vol. 24, No 2, pp 77-82, 2012.
- 3.- Pass, H. I., Sade, R. M., Crawford, F. A., Donahoo, J., Gardner, T. y Hohn, A., St. Jude prosthesis without anticoagulation in children, *The American journal cardiology*, Vol. 49, No. 4, pp. 1035-1038, 1992.
- 4.- López-Suárez, I., *Análisis de Desempeño de una Prótesis Cardíaca en Posición Aórtica*, Tesis Maestría, Instituto Politécnico Nacional, SEPI ESIME ZACATENCO, pp 100, 2010.
- 5.- García-Fuster, R., Montero-Argudo, J. A., Gil-Albarova, O., Hornero-Sos, F., Cánovas, S. y Dalmau-Sorlí, M. J., Empleo de la válvula St. Jude Silzone en el tratamiento quirúrgico de la endocarditis valvular protésica temprana; Caso clínico preliminar y revisión de la bibliografía, *Revista especial de cardiología*, Vol. 53, pp. 139-141, 2000.
- 6.- Aoyagi, S., Arinaga, K., Fukunaga, S., Tayana, E., Kosuga, T. y Akashi, H., Leaflet movement of the ATS valve in the aortic position; Unique behavior observed in 19-mm valves, *The annals thoracic surgery*, Vol. 82, pp. 853-857, 2006.
- 7.- Guerrero, M., Valderrabano S., Campos, R. y Isasi-Larrea, M., *Aplicación del método de elemento finito al análisis nodal*, Ed. Universidad del País Vasco, Vol. 2, No, 3, pp 49-55, 1999.
- 8.- Huebner, K., Thorton, E. y Byron, T., *The Finite Element Method for Engineers*, 3ra. edición, John Wiley & Sons, 1995.
- 9.- Mellado-Sampedro, M., Pérez-Noriega, E., Árcega-Domínguez, A., Soriano-Sotomayor, M. y Arrijoa-Morales, G., Estilo de vida: Precursor de factores de riesgo cardiovascular en adultos sanos, *Revista Mexicana de cardiología*, Vol. 19, No, 2, pp 56-61, 2011.

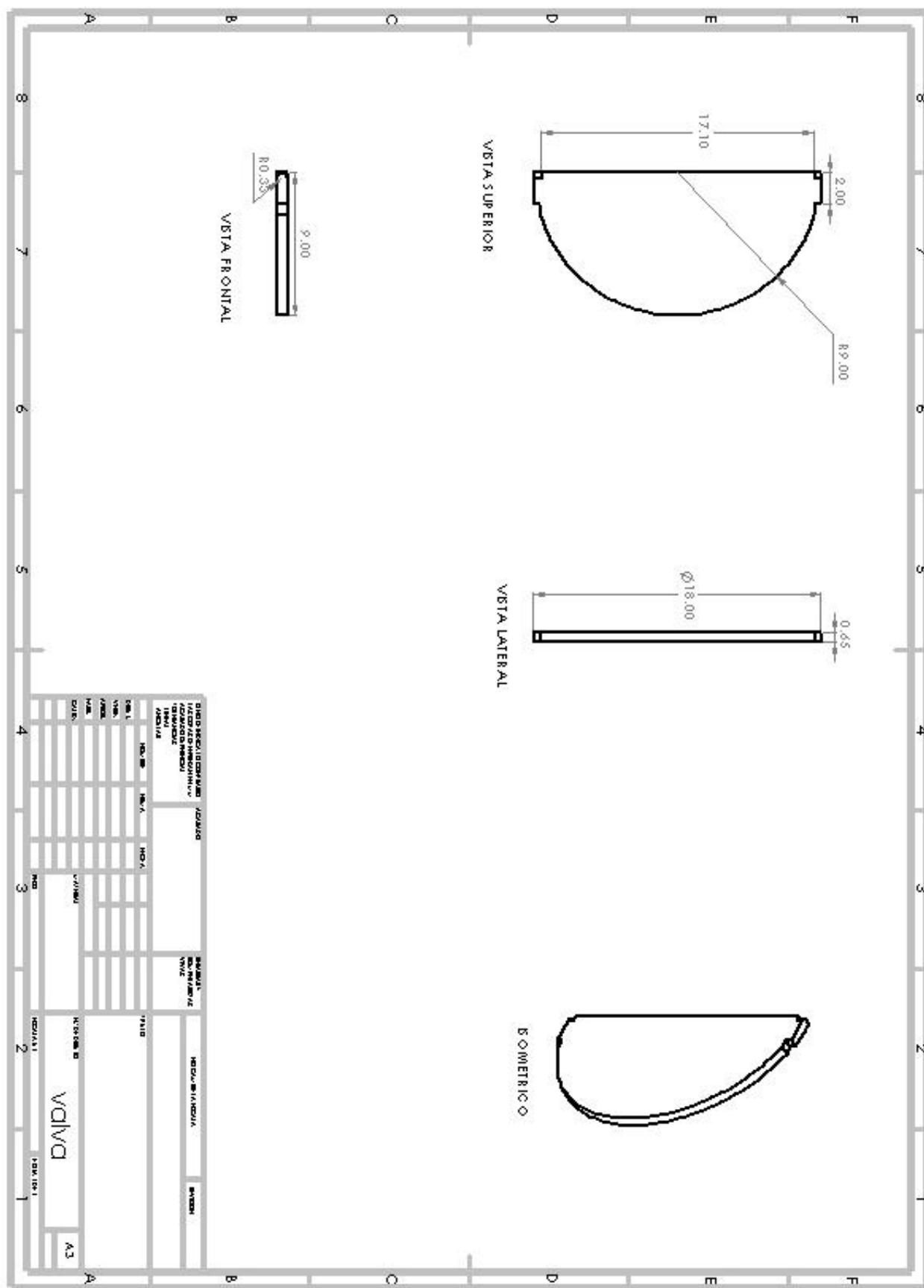
III.6.- Anexos



INSTRUMENTOS COMPROBADO		ACABADO		MATERIAL		HO. CATEGORIA		RVS	
ACABADO SUPERFICIE		RVS		RVS		RVS		RVS	
SPAL	ACABADO	TRO	TC	TC	TC	TC	TC	TC	TC

anillo de válvula

A3



CAPÍTULO IV

ANÁLISIS

NUMÉRICO DE 1°

PROPUESTA

IV.1.- Generalidades

Las válvulas se comenzaron a desarrollar en la década de los 60's, los materiales utilizados fueron goma siliconada para obstruir el flujo y en cuanto a la base fue una aleación de metales y estelita. Mientras que el arillo de fijación fue de teflón y polipropileno. Al diseñarse las valvas con disco pivote se comenzó a implementar el Titanio puro (Ti) forrado con teflón como base y las valvas se comenzó a implementar el carbón pirolítico y los materiales biológicos [IV.1]. Los materiales más usados en la actualidad para los implantes cardiovasculares son al acero inoxidable (316L), aleaciones de Magnesio, aleaciones de Cromo-Cobalto, y el Nitinol. Cada material tiene diferentes características idóneas que se pueden implantar en el cuerpo [IV.2]. Otros materiales utilizados son carburo de Silicio, la alúmina y los carbonos. Sin embargo, el que ha demostrado mayor hemocompatibilidad es el Titanio [IV.3]. El Titanio y sus diferentes aleaciones han sido implementadas en diferentes prótesis por su bajo módulo, corrosión y su resistencia a la fatiga y sobre todo la biocompatibilidad, la aleación Ti-6Al-4V (Tabla IV.1.) ha recibido mayor atención ya que cuenta con mayor fuerza y resistencia a la fatiga en comparación con el Titanio puro ya que cuenta con presencia de Aluminio y Vanadio [IV.4].

Tabla IV.1.- Propiedades mecánicas de aleación Ti-6Al-4V

Propiedades	Ti-6Al-4V
Densidad (g/cm^3)	4.43
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	114
Esfuerzo a la compresión (MPa)	970
Resistencia a la tensión (MPa)	600
Relación de <i>Poisson</i>	0.34

Tabla IV.2.- Propiedades mecánicas de aleación (NiTi)

Propiedades	Nitinol
Densidad (g/cm^3)	6.45
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	75
Esfuerzo a la compresión (MPa)	960
Resistencia a la tensión (MPa)	800
Relación de <i>Poisson</i>	0.30

El Nitinol (Tabla IV.2) es una composición equiatómica de Níquel-Titanio (NiTi), resistente a la fatiga y una tensión recuperable mayor que el acero inoxidable. La gran deformación recuperable combinada con un módulo elástico bajo lo hacen un gran material para procedimientos anatómicos y sobre todo en el ámbito cardiovascular. Este material sólo ha sido usado para reforzar secciones de vasos sanguíneos como filtros para coágulos de sangre [IV.5].

De acuerdo con la investigación realizada, en la actualidad no hay válvulas mecánicas diseñadas utilizando los siguientes materiales con aleación, el Ti-6Al-4V, Cromo-Cobalto y el Nitinol (NiTi) que tienen excelentes características mecánicas y sobre todos que son biocompatibles y hemodinámicas. El estudio comenzará como en caso anterior:

- El diseño de la base de las valvas, que es un anillo de metal.
- El diseño de las valvas, que son dos semidiscos que están sujetos al anillo metálico.

IV.2.- Diseño de anillo

Se diseñó la base de las valvas en comparación con el estudio anterior se modificaron las dimensiones, el arillo se diseñó con más diámetro el diámetro fue de 23 mm externo y un interno de 21 mm. El material a utilizar fue la aleación de Titanio (Ti-6Al-4V), el cual muestra mejores características mecánicas que el Titanio puro (Figura IV.1 y Tabla IV.3).

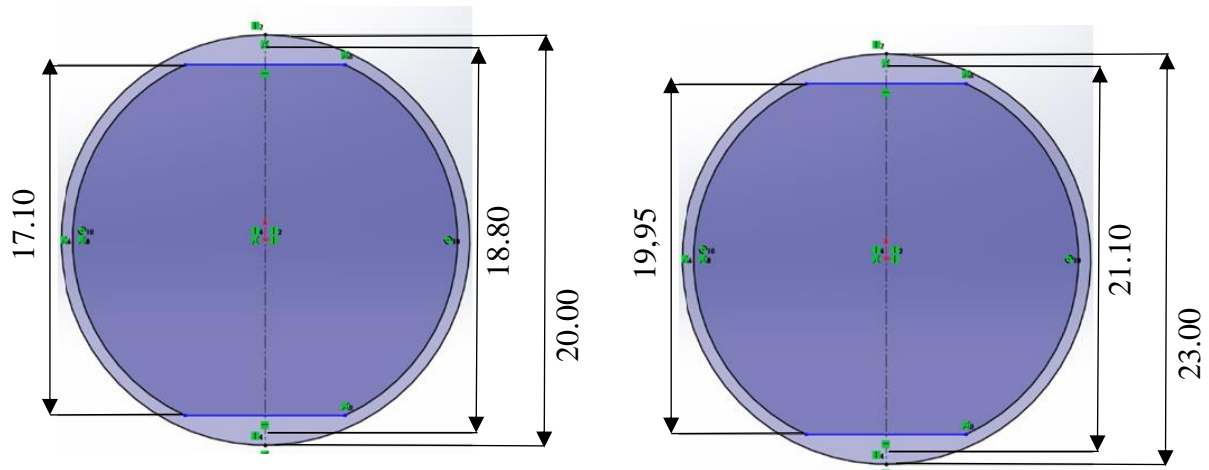


Figura IV.1.- Anillo de valvas diseño anterior y nuevo diseño

Tabla IV.3.- Dimensiones de válvula bivalva

Válvula	Ø Ext	Ø Int	W ₁	W ₂	Porcentaje de pivoteo
23 mm	23 mm	21.1 mm	19.95 mm	17.1 mm	8.5 %

En la sujeción de las valvas también se modificaron las dimensiones para tener un mejor soporte ya que el tamaño de la valva aumento, por la tanto la separación fue mayor para que las valvas en ningún momento tengan algún contacto (Figura IV.2). En la altura del anillo no se módico, ya que es la distancia idónea para el trasplante.

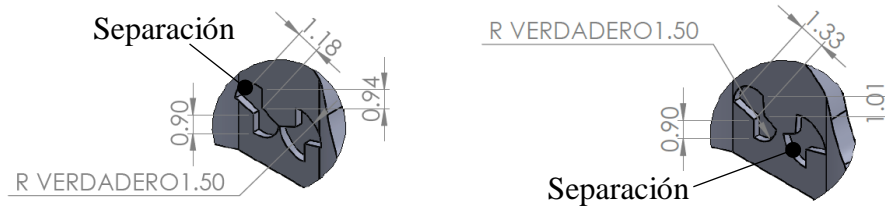


Figura IV.2.- Sujeción de valvas

IV.3.- Diseño de valva

La valva se rediseñó más largas, en el análisis anterior el material utilizado para el análisis fue el Carbón pirolítico con las siguientes longitudes. En el primer diseño fue de 17.10 mm con un radio de 9 mm y en la parte inferior de la valva la base fue plana (Figura IV.3). La base de la fijación de las valvas solo tiene un redondeo y una cara plana con una distancia de 1.37 mm.

En la nueva propuesta la distancia de las valvas aumento 3.7 mm, dando como resultado final una distancia de 20.80 mm. Al aumentar la distancia de la base de la valva, el radio de la valva aumento a 10.50 mm (Figura IV.4). Otro cambio con respecto al diseño anterior es la base de sujeción del base en ese caso se redondearon ambos extremos al hacer este cambio tiene mayor distancia para sujeción de base. También tiene mayor contacto con el anillo de las valvas se tiene mayor soporte la valva (Figura IV.5). La valva se diseñó un poco más gruesa en comparación con la anterior de igual forma para tener mayor área de carga y por ende tener mayor soporte. Por último, pero el más importante, el material con el cual se realizará el análisis numérico es el Nitinol con el cual se analizarán si hay mejoras en comparación con el análisis anterior.

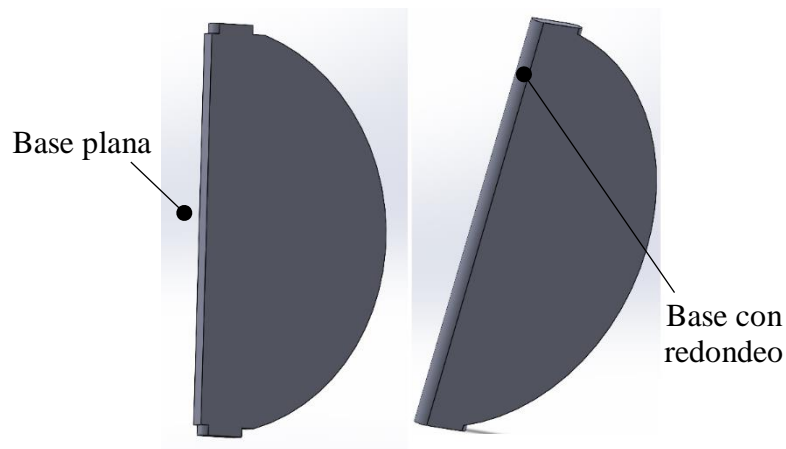


Figura IV.3.- Base de valvas de 23 mm

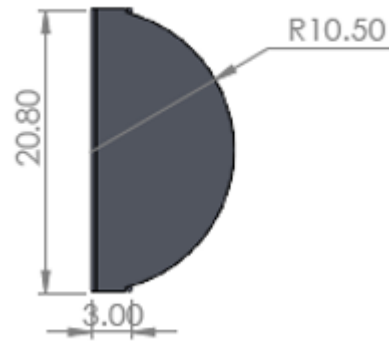


Figura IV.4.- Base de valvas de 23 mm

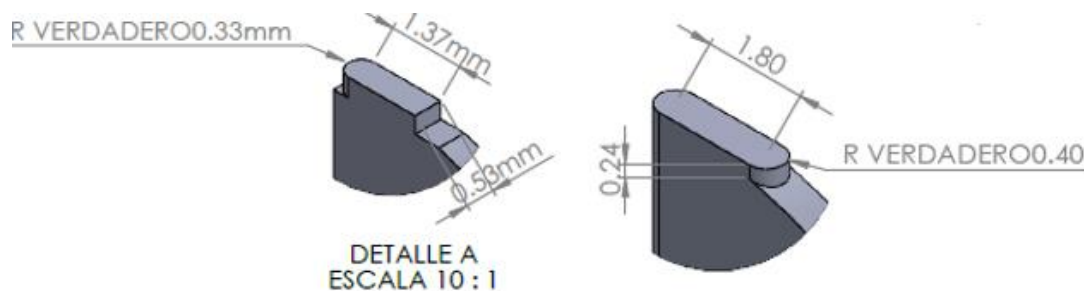


Figura IV.5.- Sujeción de valvas

IV.4.- Análisis numérico de la nueva propuesta de prótesis de válvula cardiaca de 23 mm con Aleación de Titanio de base y valvas de Nitinol.

Teniendo las dos piezas modelas con los cambios realizados, el siguiente paso como en el diseño anterior fue ensamblar las piezas, este paso se realizó con el programa de *SolidWorks*[®]. Se procedió hacer el ensamblaje. Las valvas quedaran semi-cerradas en un ángulo de 25° (Figura IV.6), se tiene que verificar que ninguna de las entidades haya interferencias y si las hay tiene que ser mínimas. En este modelo se observan como las bisagras queden justas con el soporte de bisagras para poder tener un mejor soporte, en la base de las valvas se realizaron las restricciones de los ángulos con una apertura mínima de 25° y una apertura máxima de 85° (Figura IV.7).

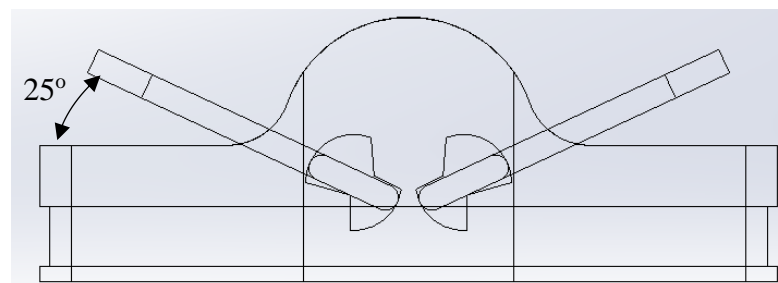


Figura IV.6.- Válvula cardiaca apertura de 25° ensamblada

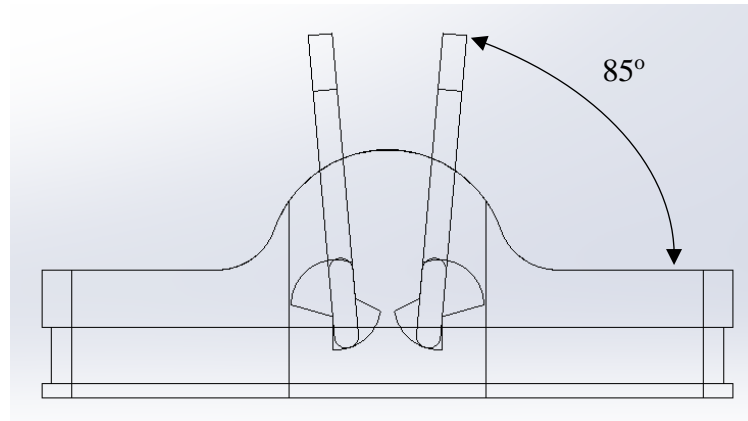


Figura IV.7.- Válvula cardíaca apertura de 85° ensamblada

1. El análisis de la prótesis comenzará con el estudio de las válvulas de 23 mm, en una posición semi-cerrada con un ángulo de 25°. Donde la válvula estará en estado de diástole.
2. El siguiente análisis será con la válvula de 23 mm semi-cerrada con un ángulo de 25°. Donde la válvula se encontrará en estado de sístole.
3. El siguiente análisis será con la válvula de 23 mm, la válvula estará abierta casi en su totalidad en forma vertical formando un ángulo de 85° en estado de diástole.
4. El último análisis será la válvula de 23 mm abierta de igual manera de forma vertical teniendo una apertura de 85° en un estado de sístole.

El análisis se realizará por medio del programa computacional *ANSYS Workbench®*. En este caso fue un análisis estructural estático. Se ingresaron los datos de las propiedades mecánicas de los materiales de igual manera. Se realizó el discretizado de la válvula mecánica, el tamaño a utilizar fue de 1.0 mm. Para este tipo de análisis, como se mencionó con anterioridad, se aplicó un elemento de alto orden, en bloque y con seis grados de libertad. La válvula se analizó con dos materiales diferentes, el anillo o base de la válvula fue analizado con una aleación de Titanio (Ti-6Al-4V). Mientras que las valvas o paletas son de Nitinol. Para las propiedades mecánicas se tomaron en cuenta tres factores como base; el módulo de *Young*, relación de *Poisson* y densidad del material. Los valores numéricos para cada propiedad mecánica son; densidad 4.43 g cm³, módulo de *Young* 114 GPa, relación de *Poisson* 0.34, módulo cortante 44 GPa y módulo *Bulk* (118.75) GPa para la aleación Ti-6Al-4V y para el Nitinol, la densidad 6.45 g cm³, módulo de *Young* 75 GPa, relación de *Poisson* 0.30, módulo cortante 28 GPa y módulo *Bulk* 62.5 GPa.

IV.4.1- Primer caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado diástole con Aleación de Titanio de base y valvas de Nitinol.

Realizado el discretizado a 1.0 mm, se insertan las propiedades del material al programa computacional *ANSYS Workbench®*, se comenzará con el análisis numérico. Se aplican las condiciones de frontera al anillo, se restringe el movimiento y las rotaciones en los tres ejes (x , y y z) (Figura IV.8). De igual forma se indican las condiciones de frontera en los apoyos de las valvas se restringe el movimiento y las rotaciones en los tres ejes (x , y y z), (Figura IV.9). La válvula en ese momento se encuentra en un estado estático, la base o el anillo de las valvas no tendrá movimiento para ningún eje, en este caso se le aplicará una presión de 80 mmhg en las valvas que es de 11000 Pa que es la presión que se ejerce en el punto de diástole (Figura IV.10).

Restricción de movimiento en la periferia de la estructura base:
 $U_x = 0, U_y = 0, U_z = 0,$
 $Rot_x = 0, Rot_y = 0, Rot_z = 0$

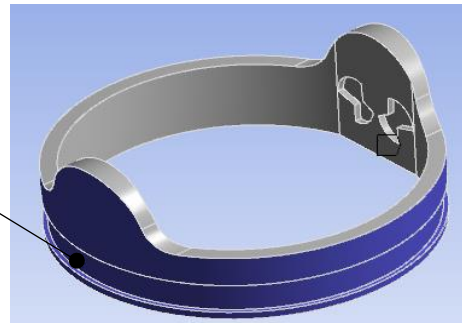


Figura IV.8.- Restricción en el anillo

Restricción de movimiento en los apoyos de las paletas:
 $U_x = 0, U_y = 0, U_z = 0,$
 $Rot_x = 0, Rot_y = 0, Rot_z = 0$

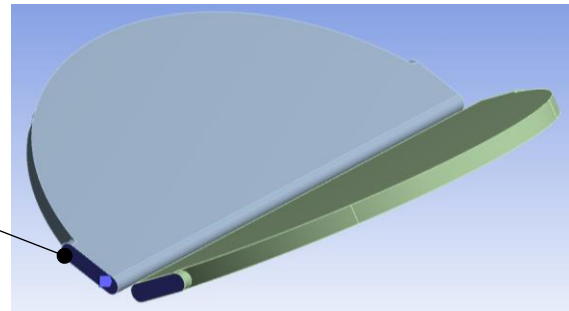


Figura IV.9.- Restricción de soporte de valvas

Presión aplicada 11 000 Pa
 Restricción de movimiento

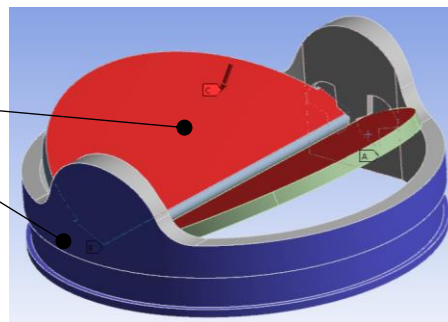


Figura IV.10.- Primer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

Al aplicar una presión de 11 000 Pa (0.011 MPa) a las valvas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran cerradas a un ángulo de 25°.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

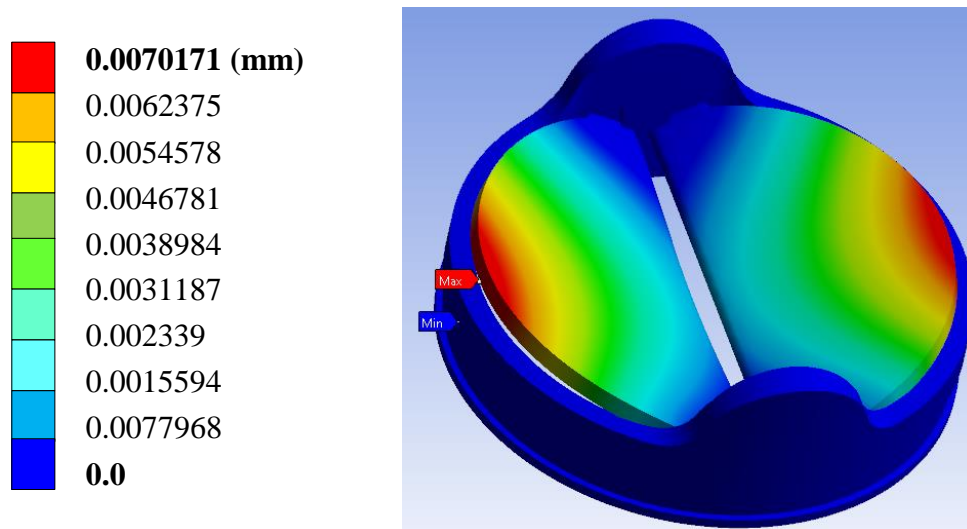


Figura IV.11.- Primer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

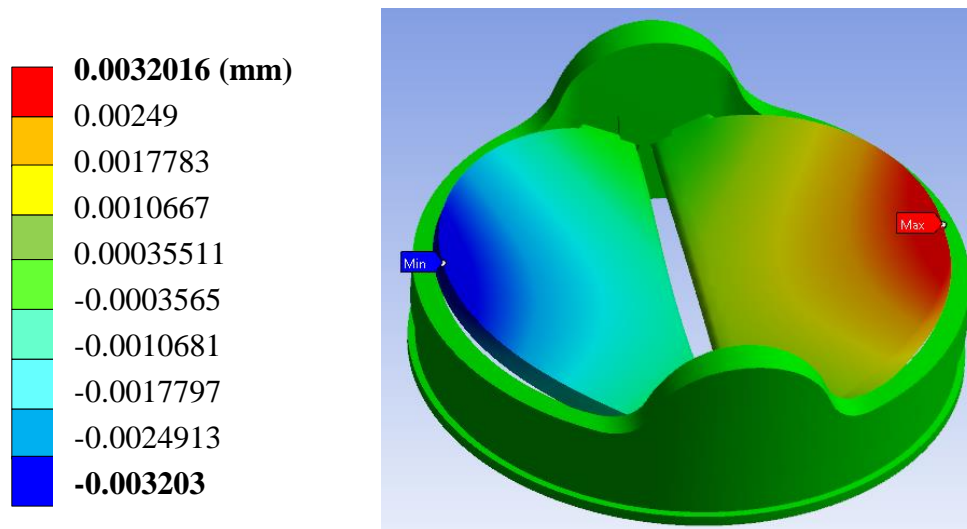


Figura IV.12.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

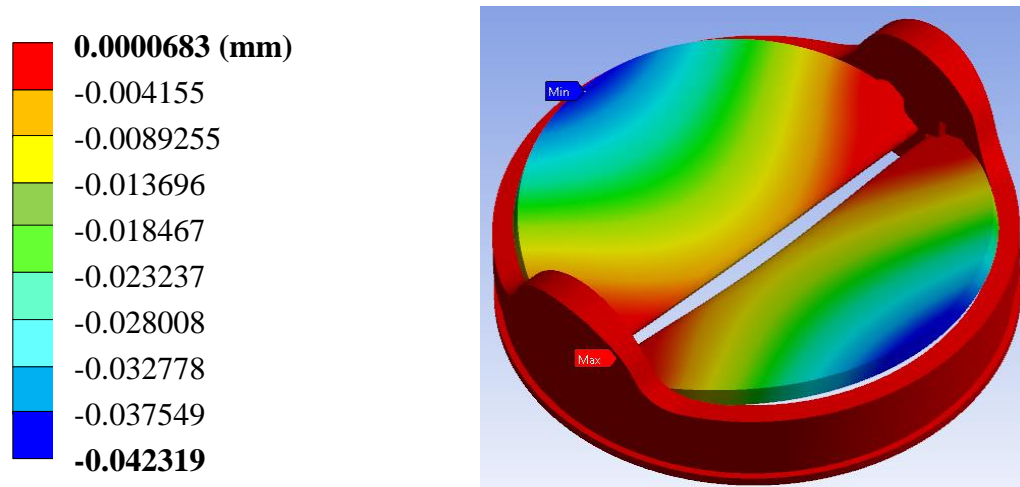


Figura IV.13.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

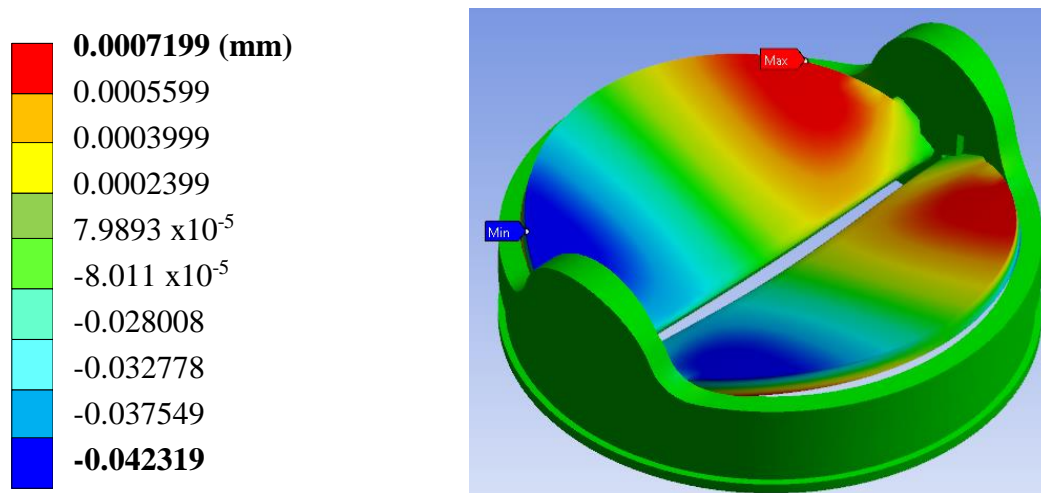


Figura IV.14.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

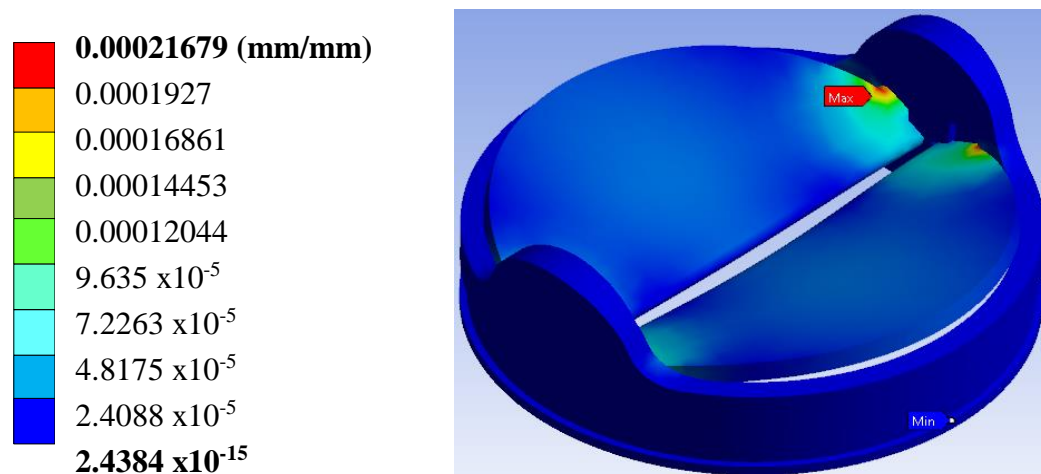


Figura IV.15.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria total general

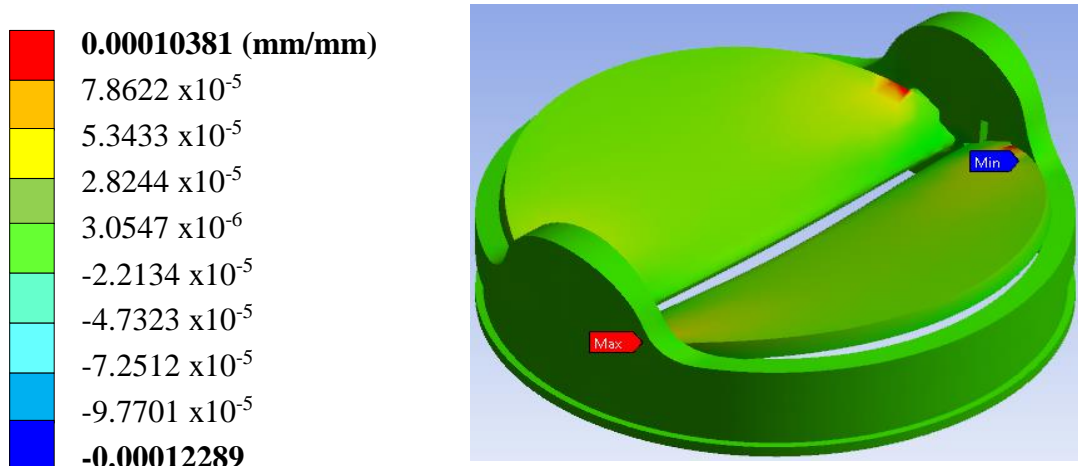


Figura IV.16.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

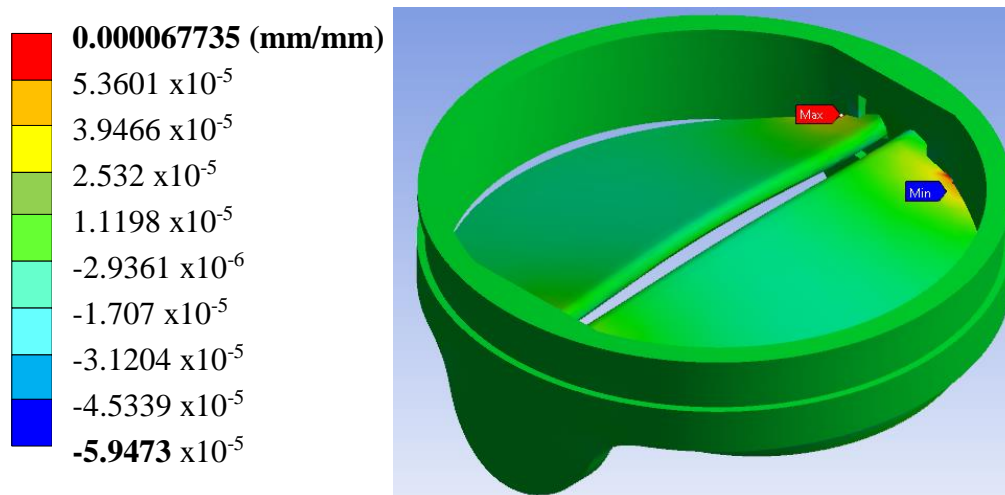


Figura IV.17.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

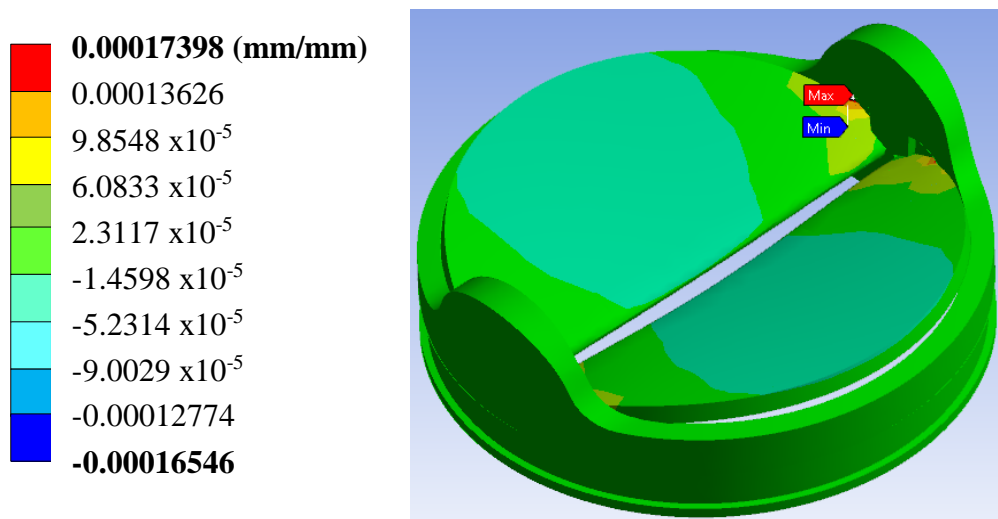


Figura IV.18.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

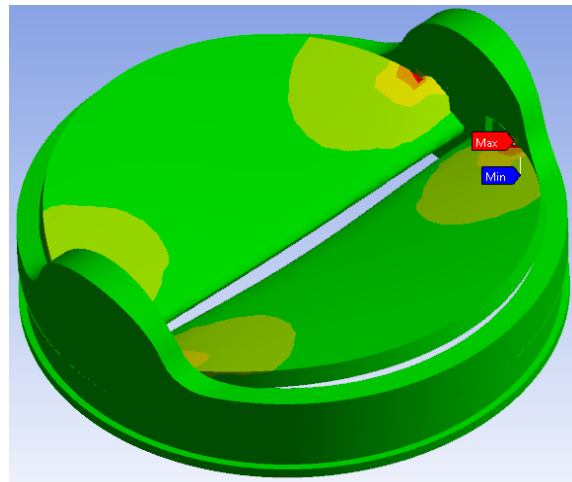
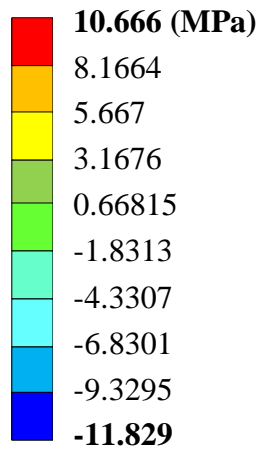


Figura IV.19.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

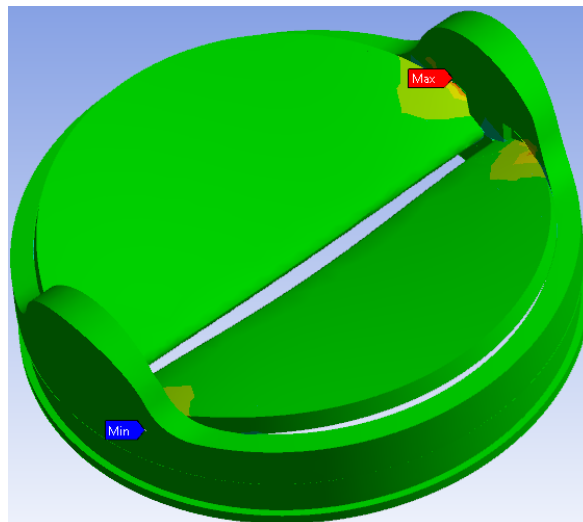
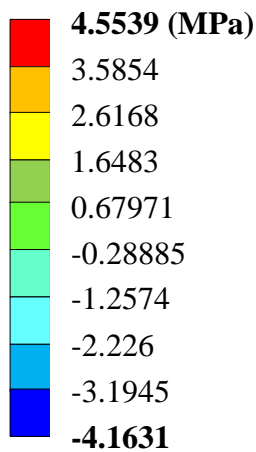


Figura IV.20.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

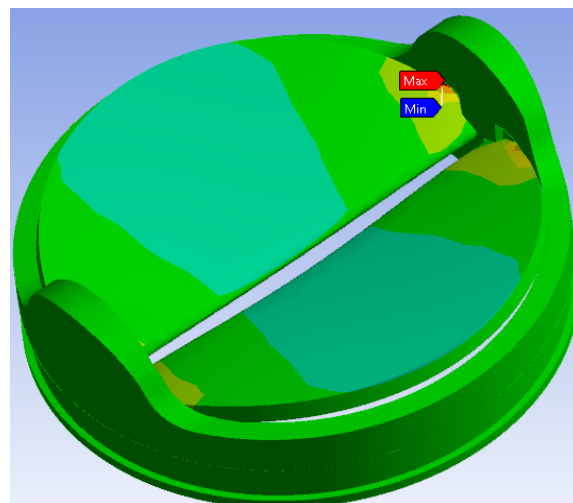
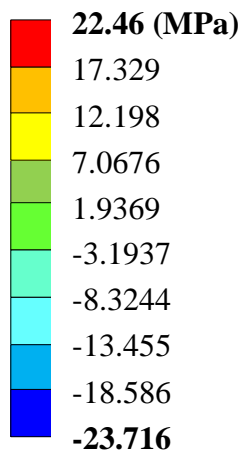


Figura IV.21.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

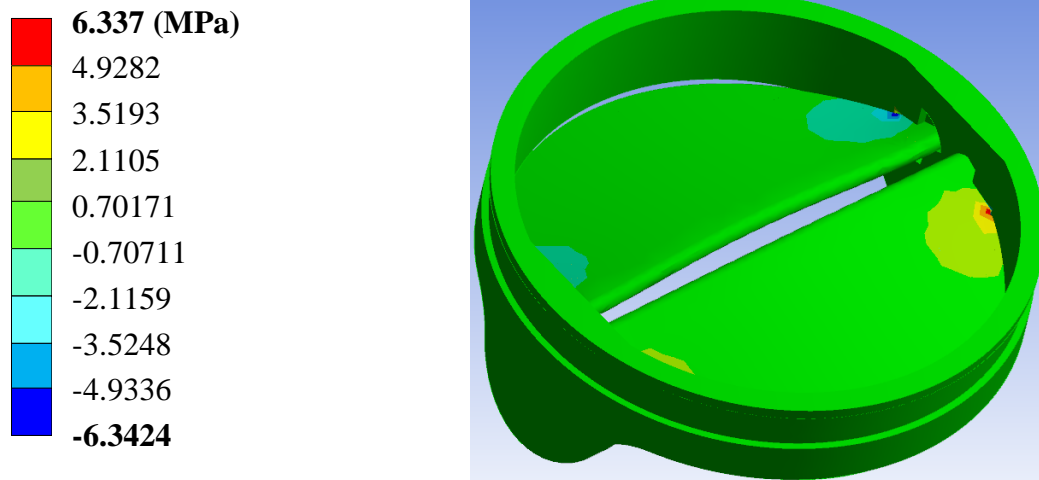


Figura IV.22.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

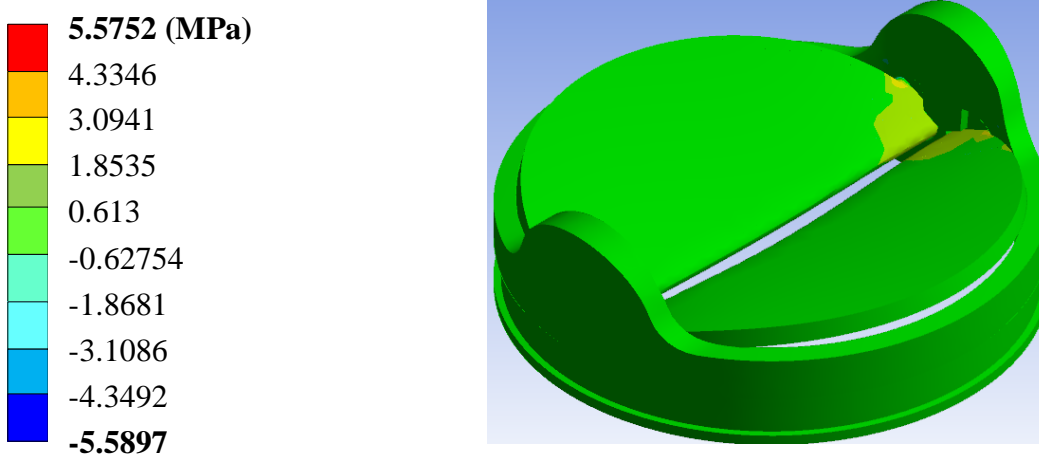


Figura IV.23.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

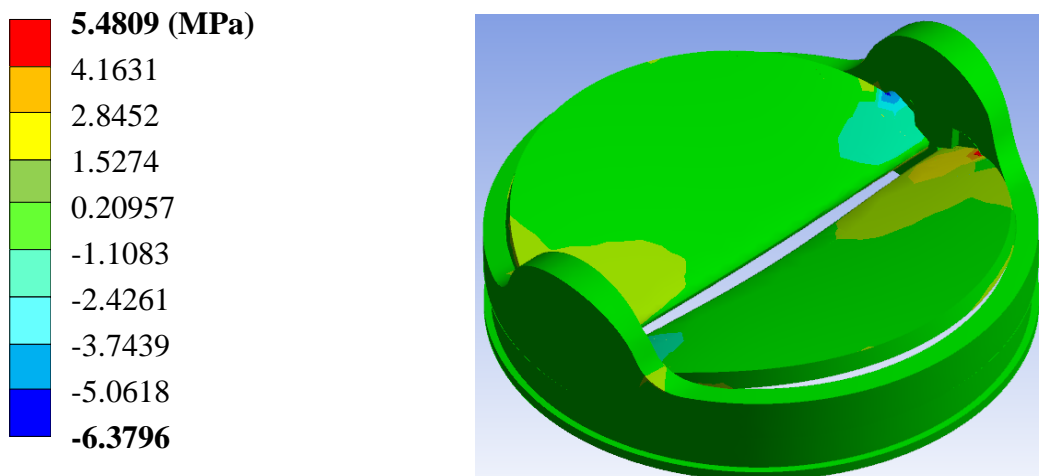


Figura IV.24.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

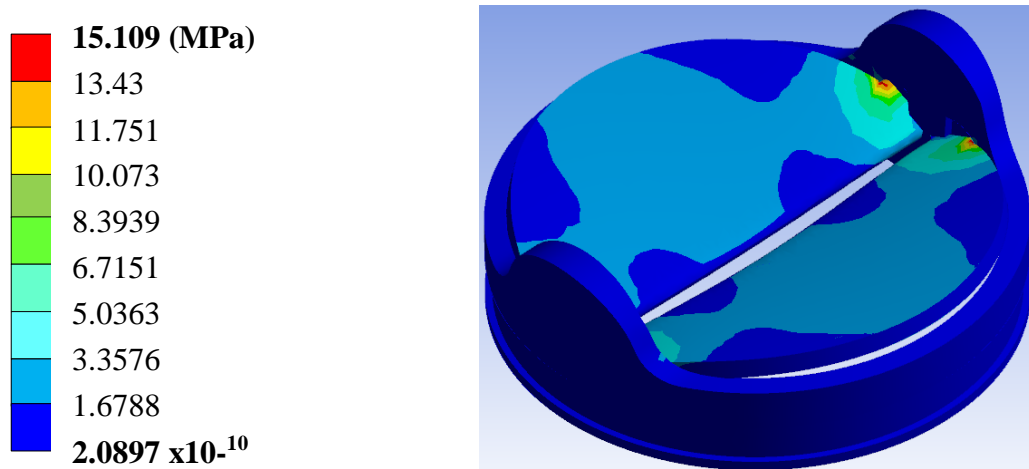


Figura IV.25.- Primer caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

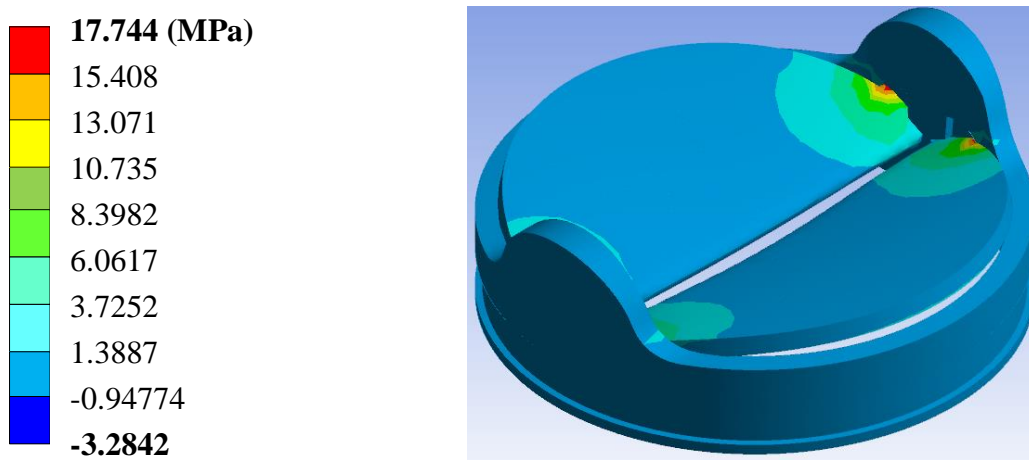


Figura IV.26.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

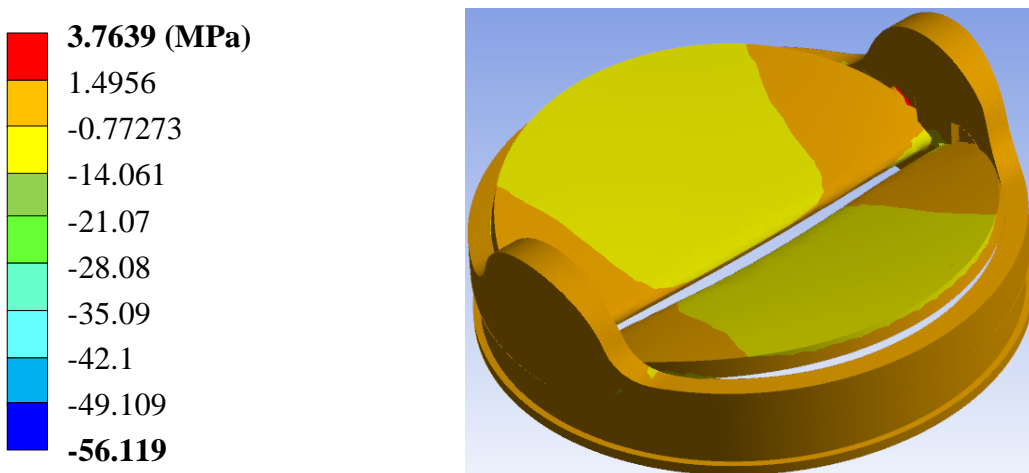


Figura IV.27.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

IV.4.2.- Segundo caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado sístole con Aleación de Titanio de base y valvas de Nitinol.

El segundo caso de estudio, se aplicará una presión de 120 mmHg que equivale a 16000 Pa que es la presión que se ejerce en el punto de sístole. Es la mayor presión que percibe un corazón sano en estado de relajación. Por lo cual, se aplicará la presión 16000 Pa a las valvas en estado de sístole (Figura IV.27). La base de las valvas se restringirá el movimiento, las valvas al estar en relajación se encuentran semicerradas en un ángulo de 25° (Figura IV.28).

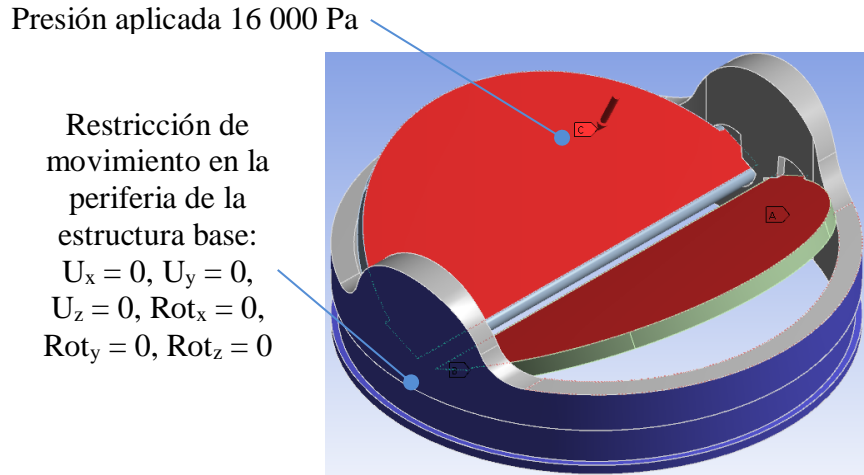


Figura IV.28.- Segundo caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

Restricción de movimiento en los apoyos de las paletas:
 $U_x = 0, U_y = 0,$
 $U_z = 0, Rot_x = 0,$
 $Rot_y = 0, Rot_z = 0$

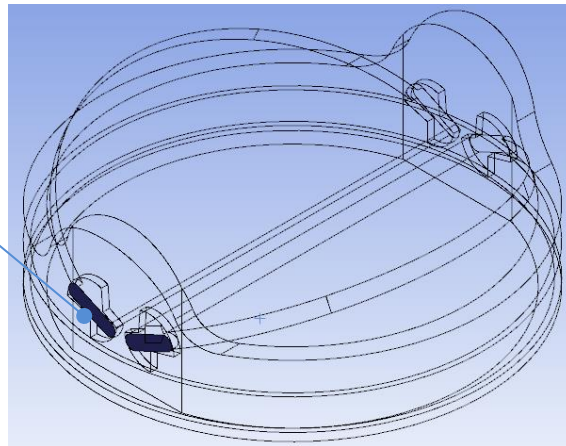


Figura IV.29.- Segundo caso de estudio; Aplicación de condiciones de frontera en valvas

Al aplicar una presión de 16000 Pa (0.016 MPa) a las valvas en estado de sístole, que es cuando estas se encuentran semicerradas a un ángulo de 25°, se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

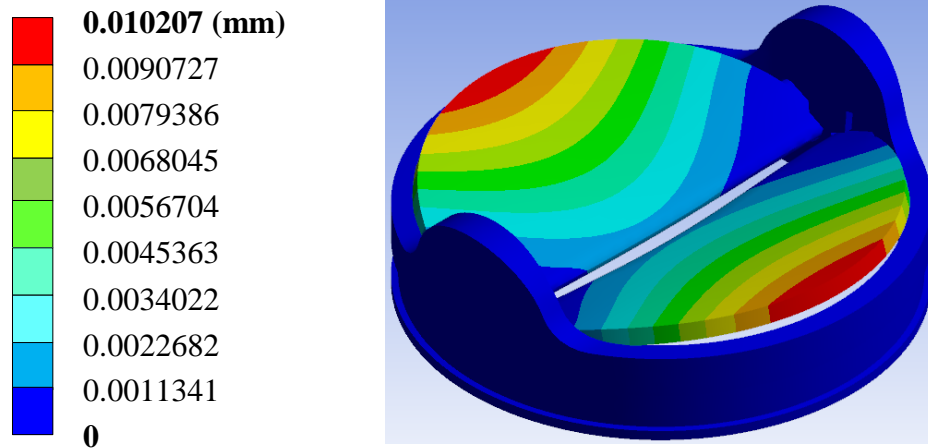


Figura IV.30.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

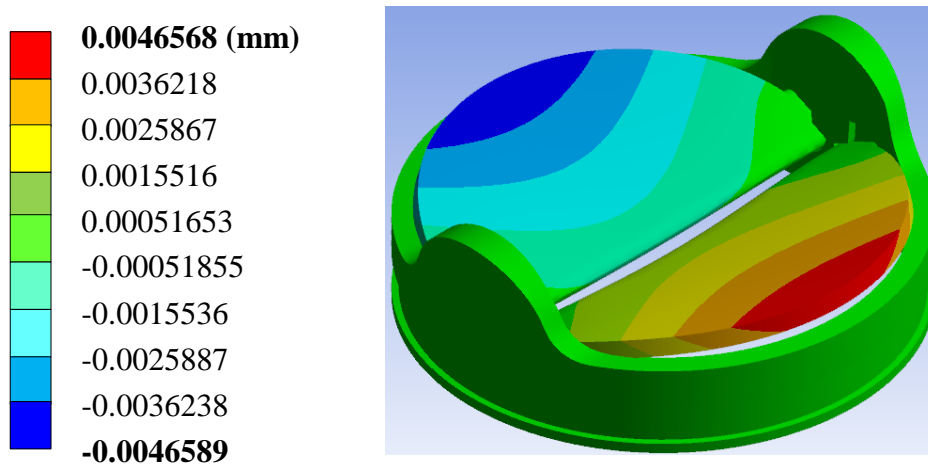


Figura IV.31.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

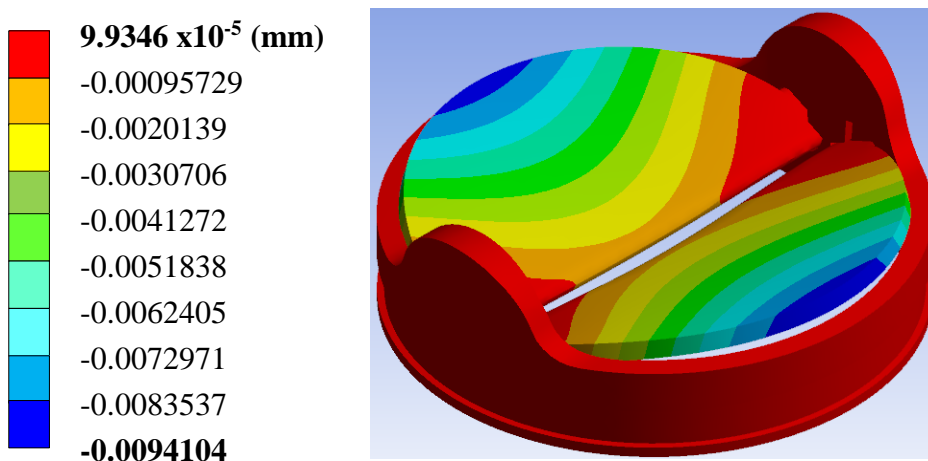


Figura IV.32.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

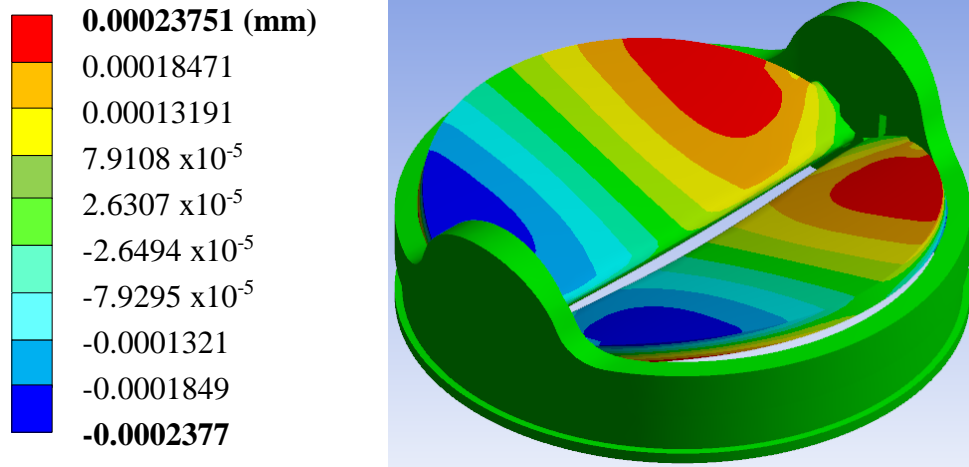


Figura IV.33.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

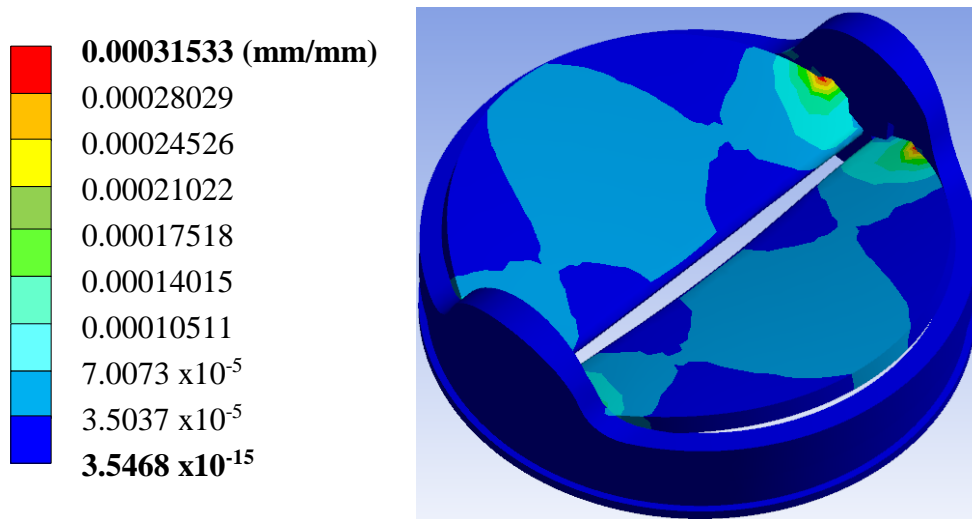


Figura IV.34.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria total general

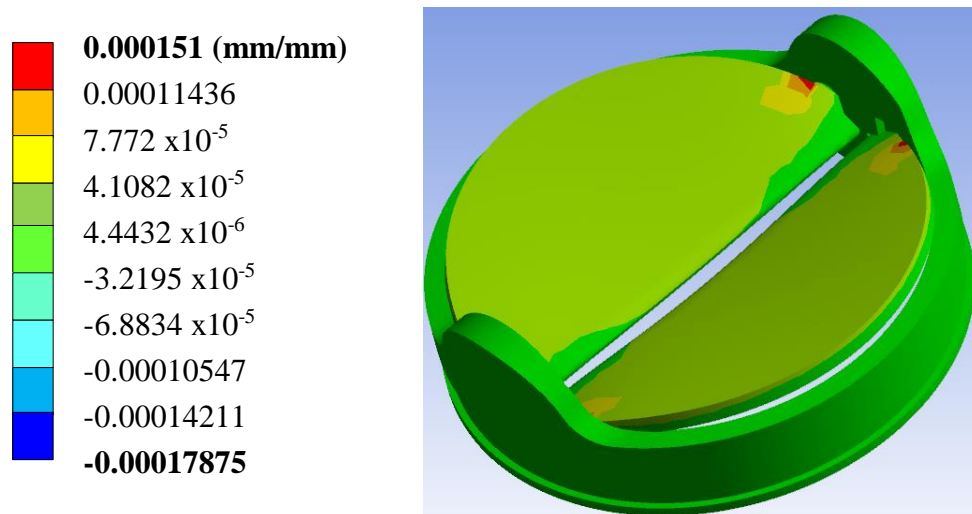


Figura IV.35.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

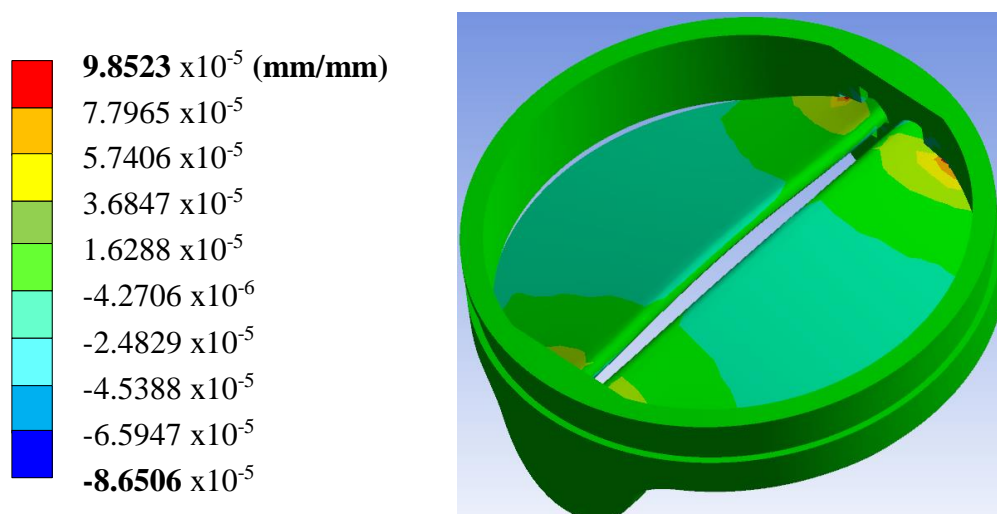


Figura IV.36.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

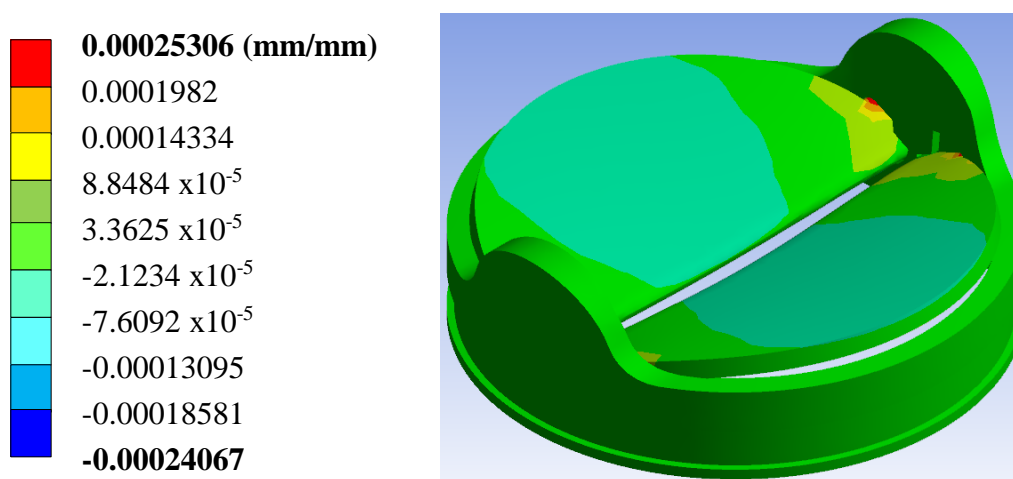


Figura IV.37.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

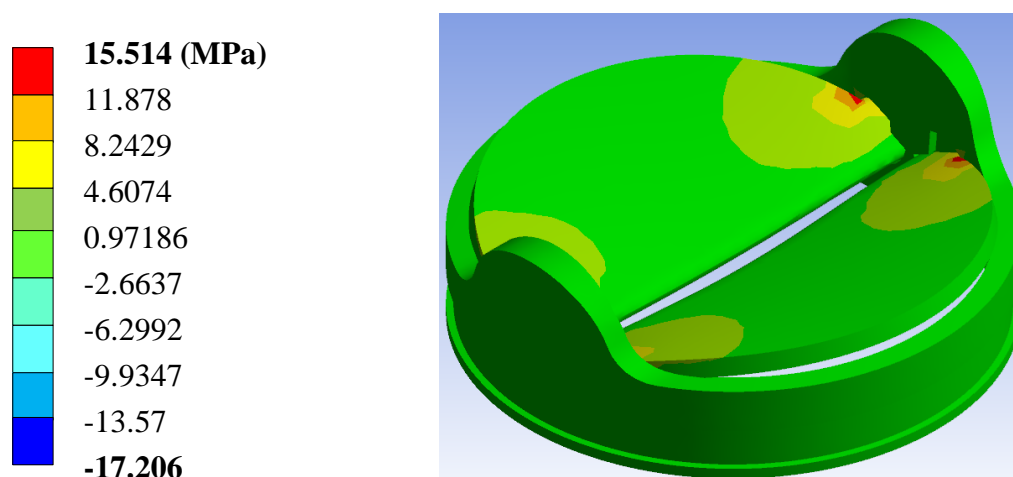


Figura IV.38.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

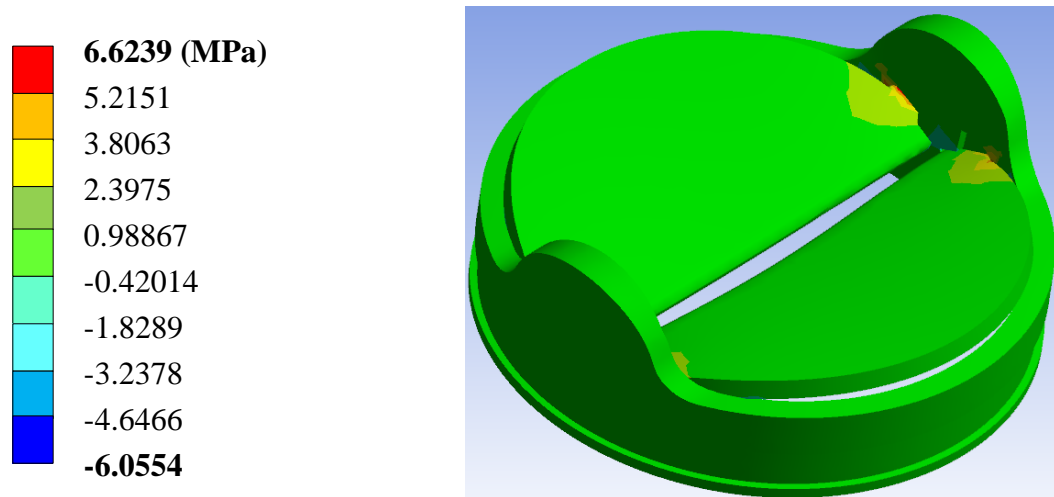


Figura IV.39.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

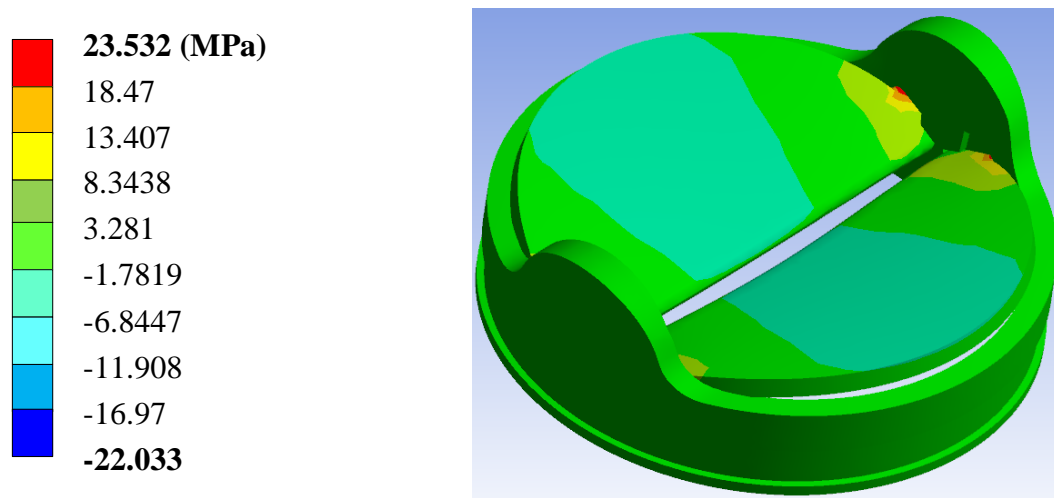


Figura IV.40.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

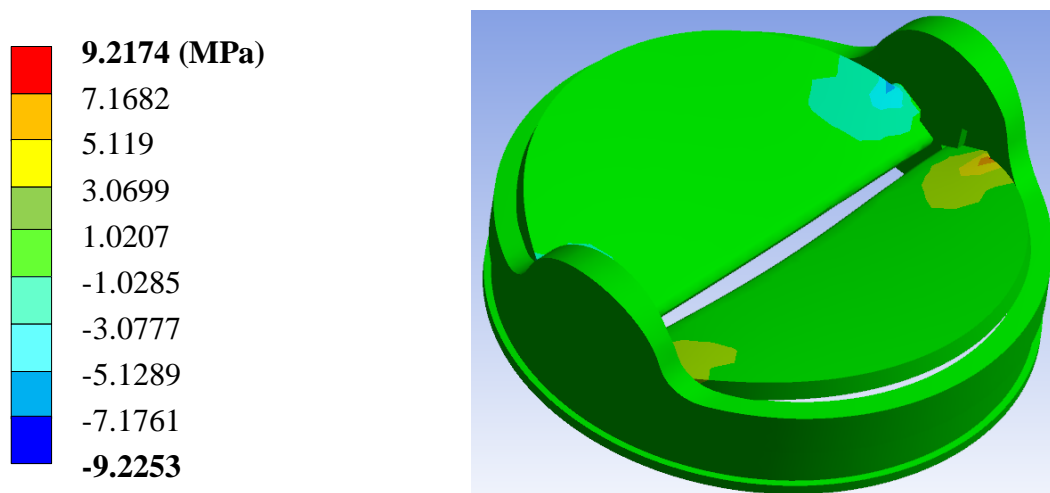


Figura IV.41.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

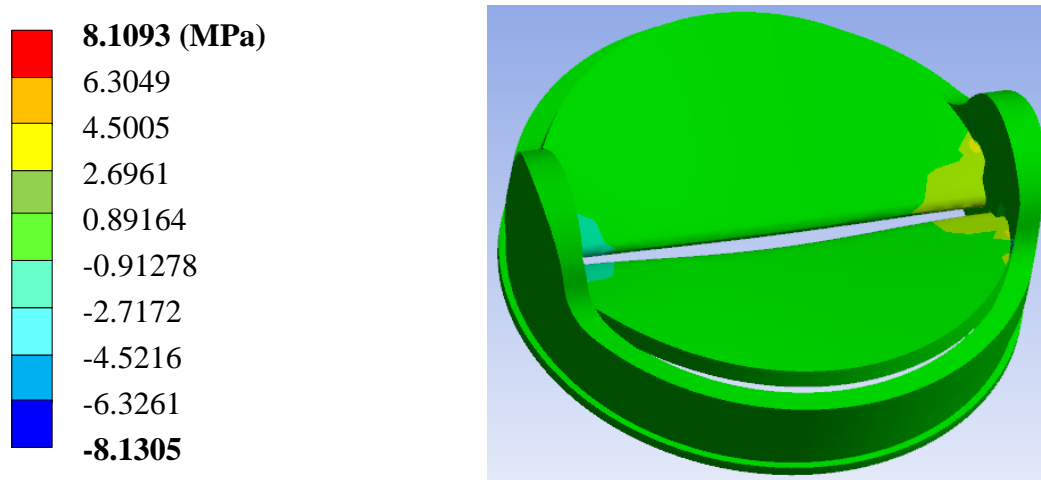


Figura IV.42.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

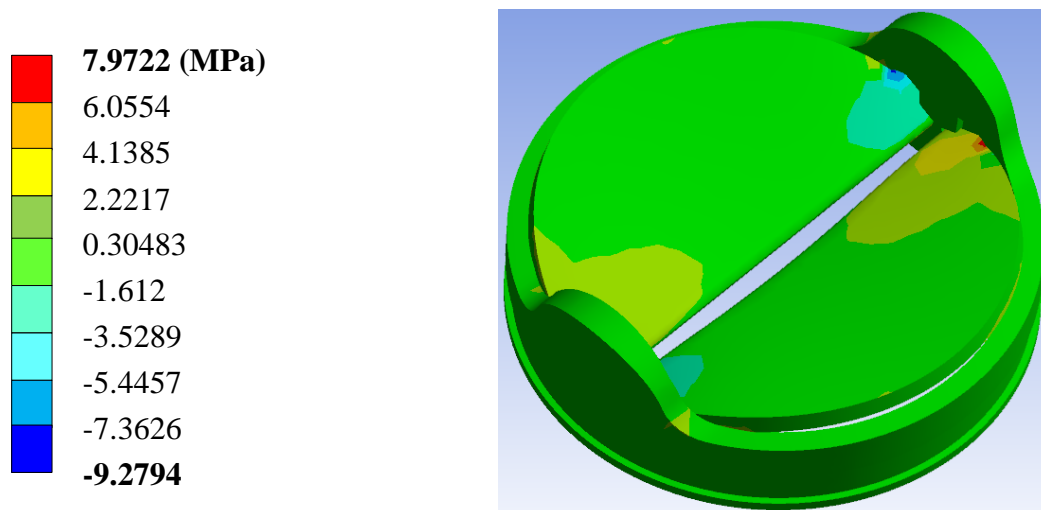


Figura IV.43.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

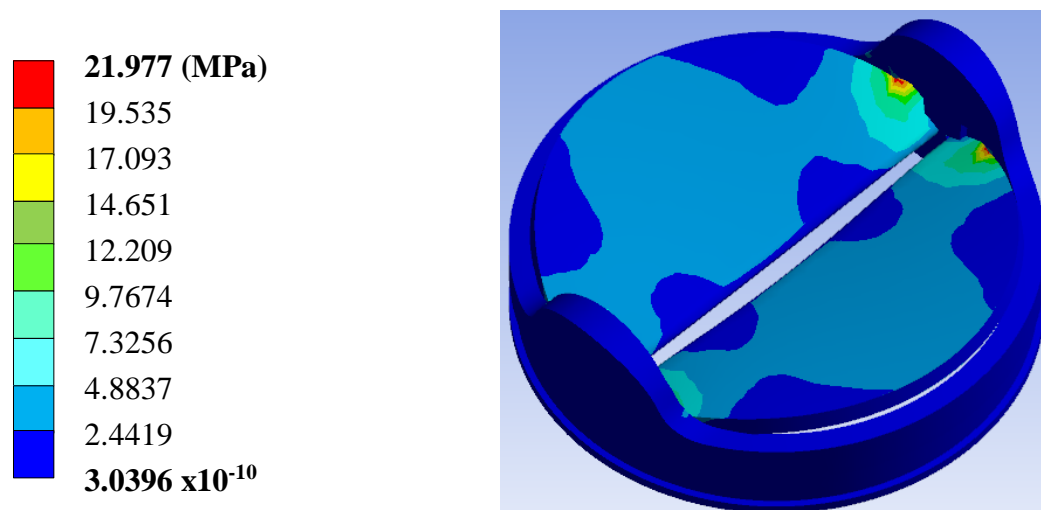


Figura IV.44.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*



Figura IV.45.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal máximo



Figura IV.46.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

IV.4.3.- Tercer caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado diástole con Aleación de Titanio de base y valvas de Nitinol.

Se le aplica una presión de (11000 Pa) que es la presión que se ejerce en el punto de diástole. Es la presión mínima para este estudio donde las valvas se encuentran en posiciones vertical o abiertas con un ángulo de 85°. De igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores, se le aplica una presión de 11000 Pa (0.011 MPa) a las paletas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran abiertas a un ángulo de 85°. (Figura IV.46). Al aplicar la presión de 11000 Pa. Posteriormente, se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa

computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

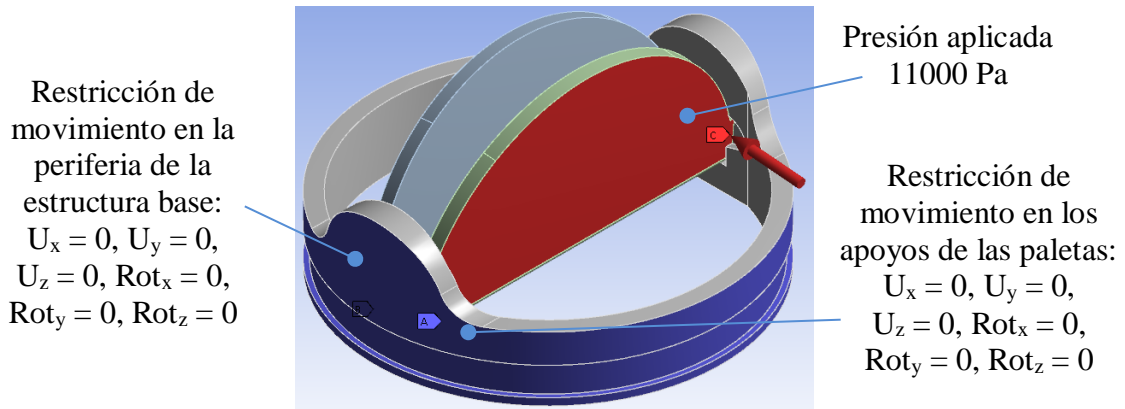


Figura IV.47.- Tercer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

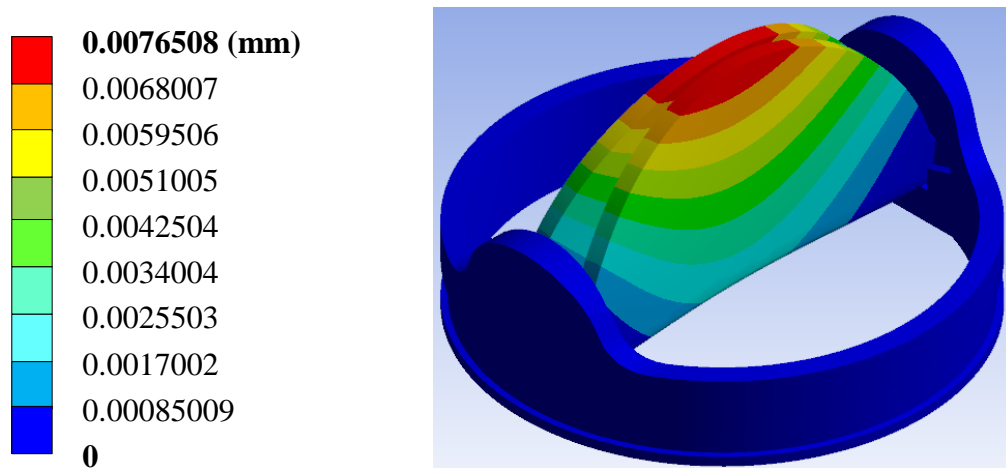


Figura IV.48.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

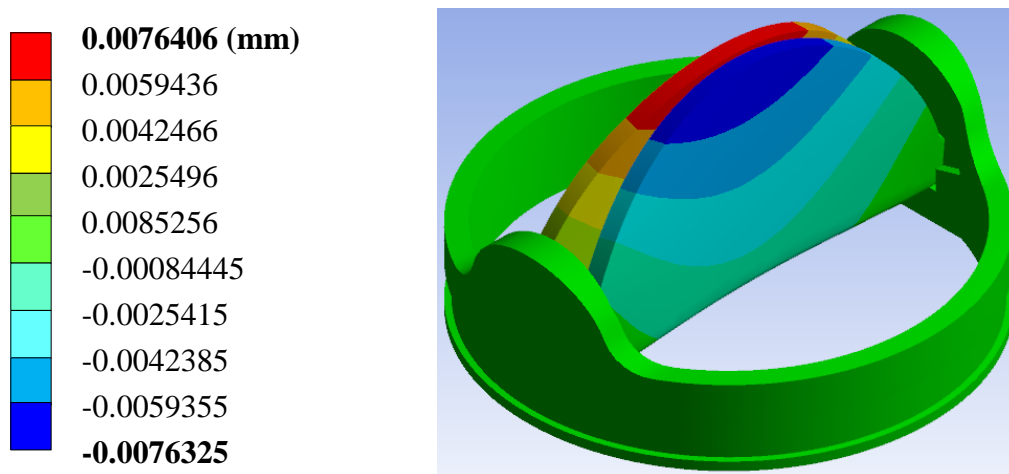


Figura IV.49.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

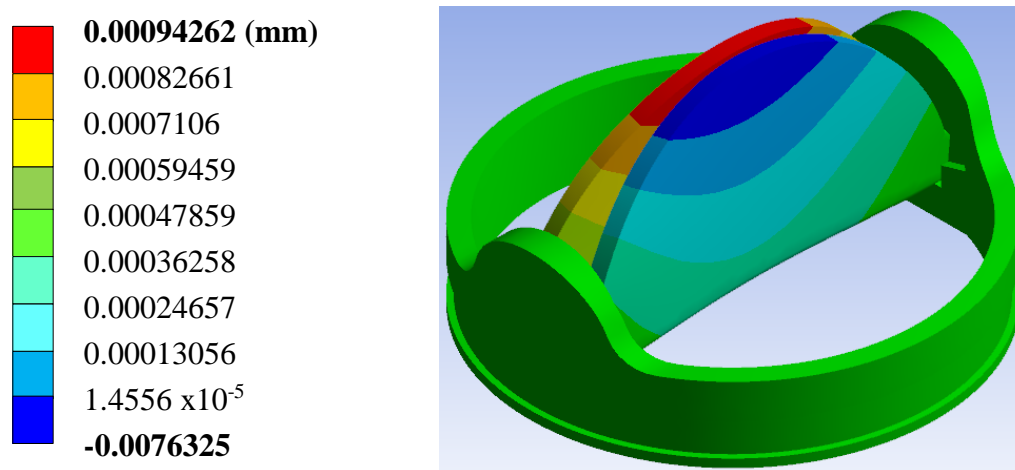


Figura IV.50.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

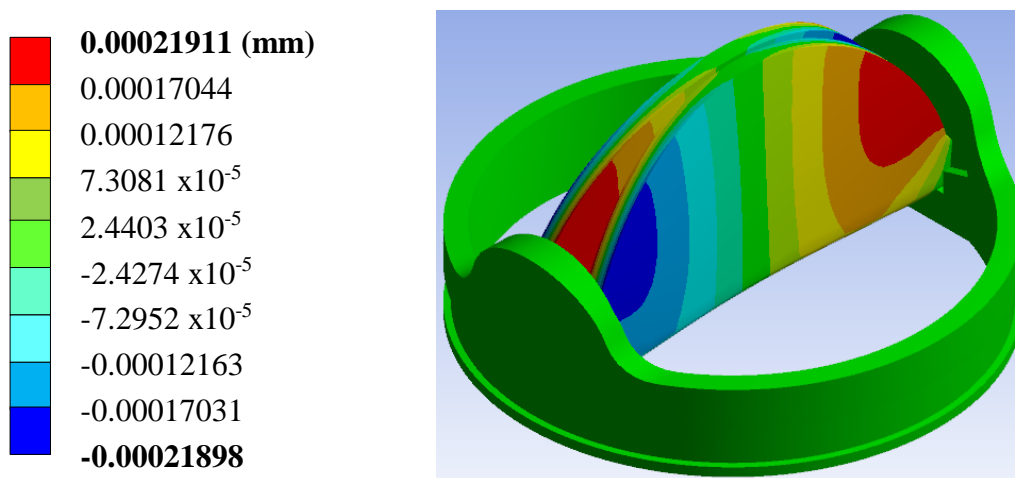


Figura IV.51.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

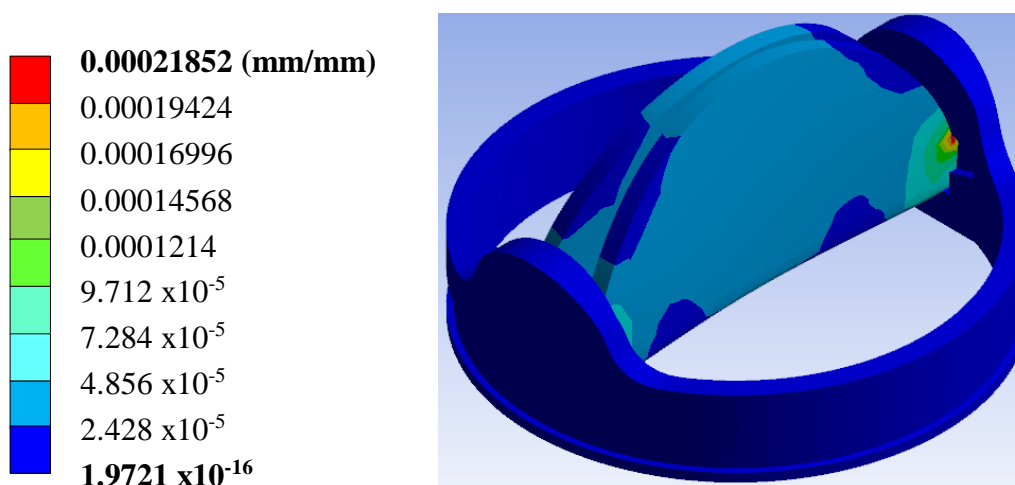


Figura IV.52.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria total general

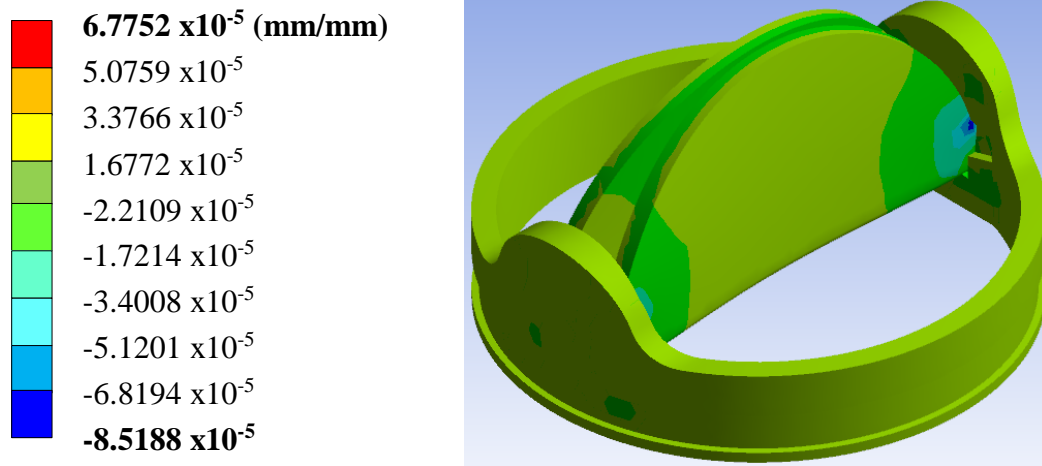


Figura IV.53.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

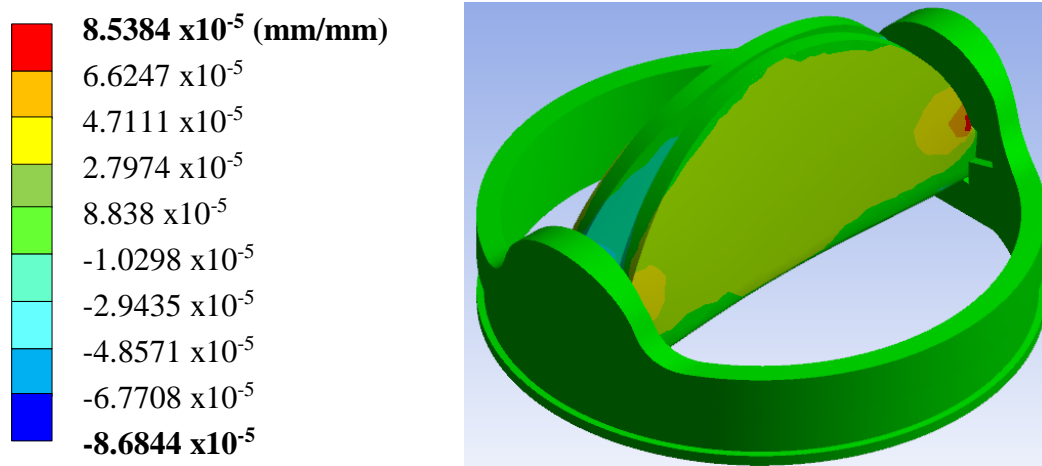


Figura IV.54.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

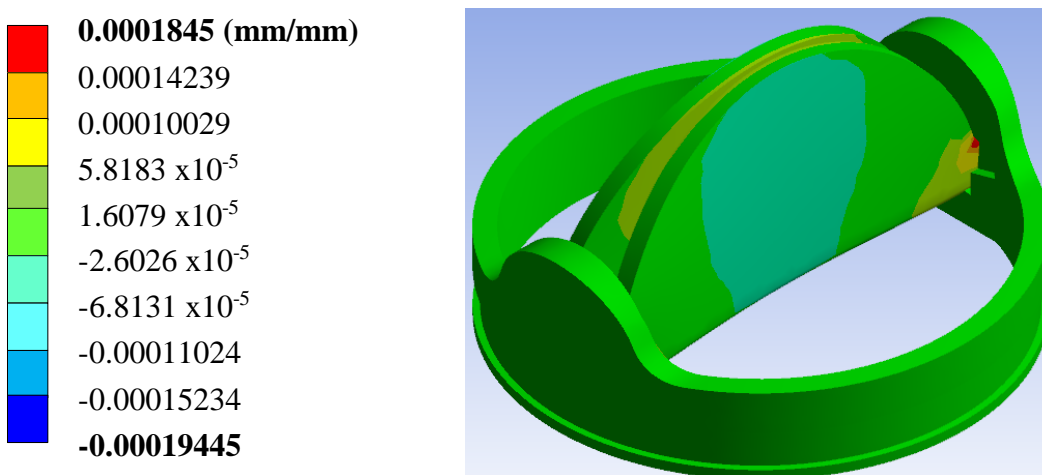


Figura IV.55.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

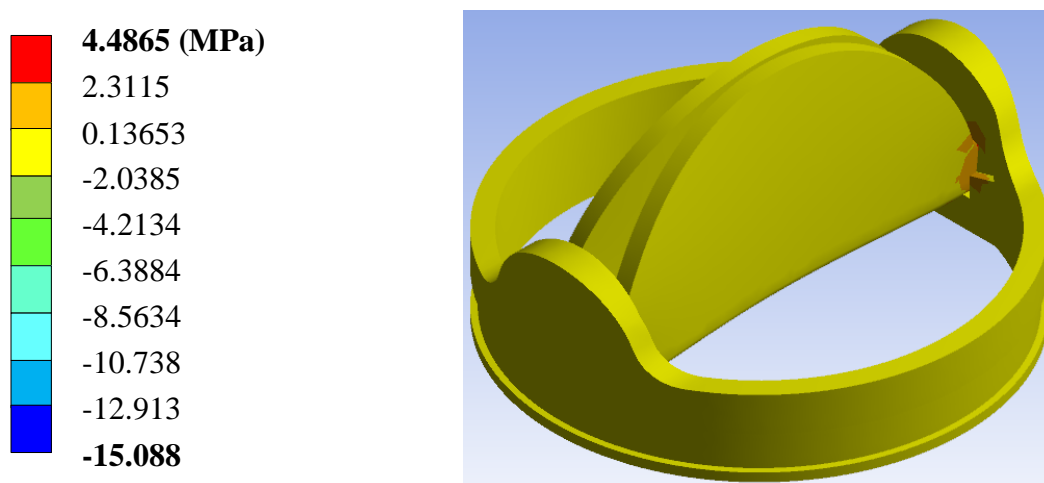


Figura IV.56.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X



Figura IV.57.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

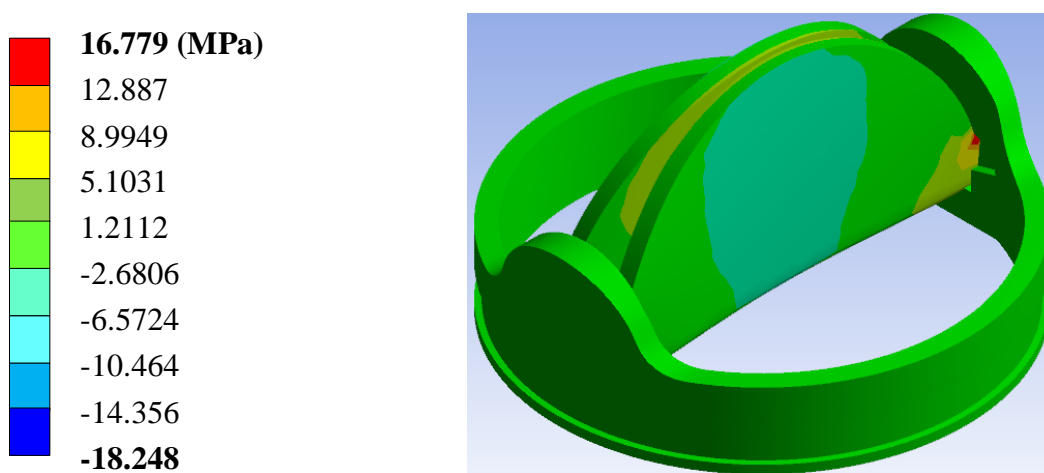


Figura IV.58.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

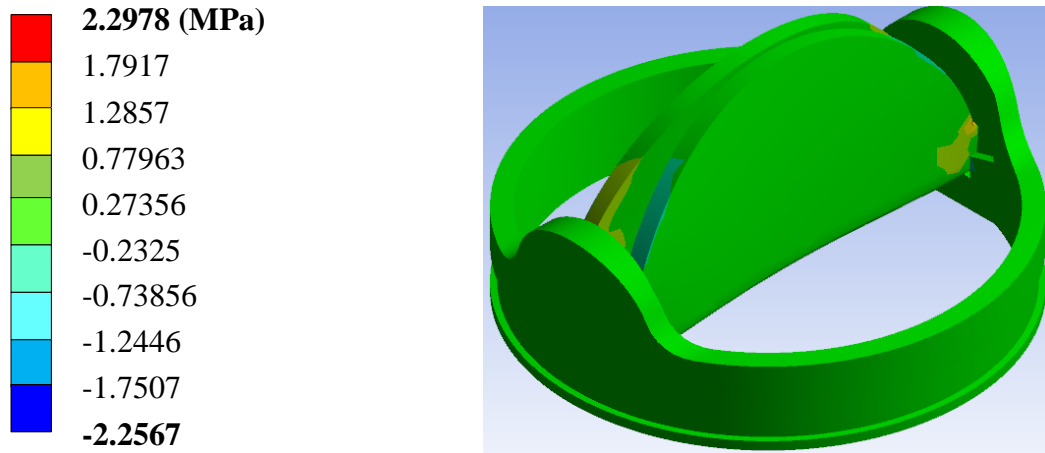


Figura IV.59.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

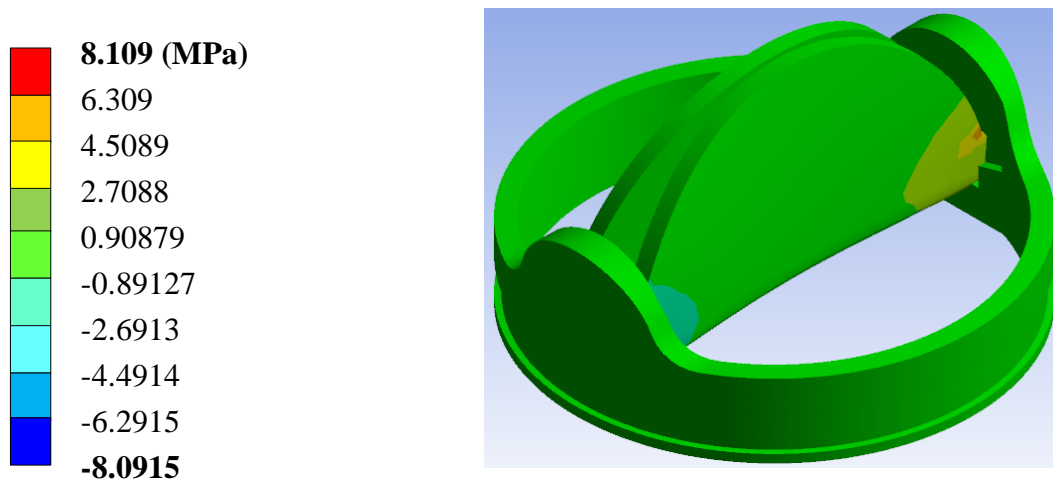


Figura IV.60.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

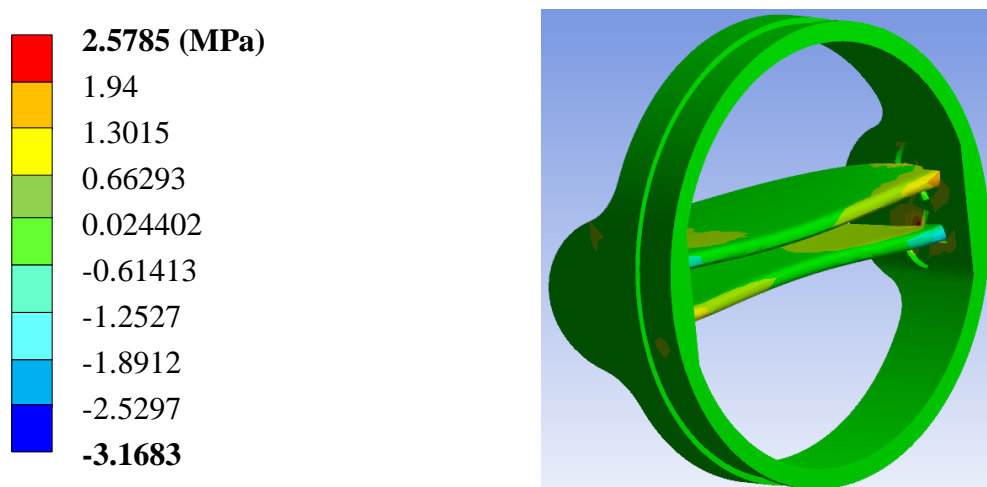


Figura IV.61.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

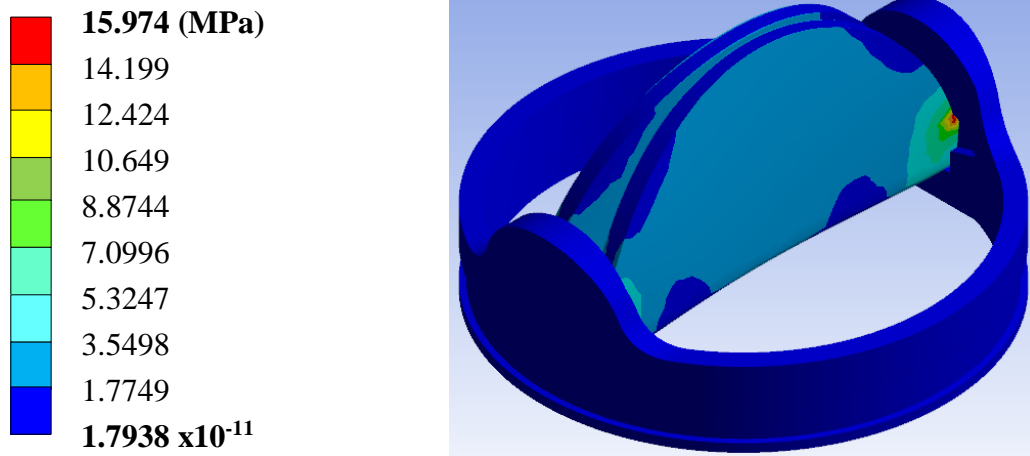


Figura IV.62.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

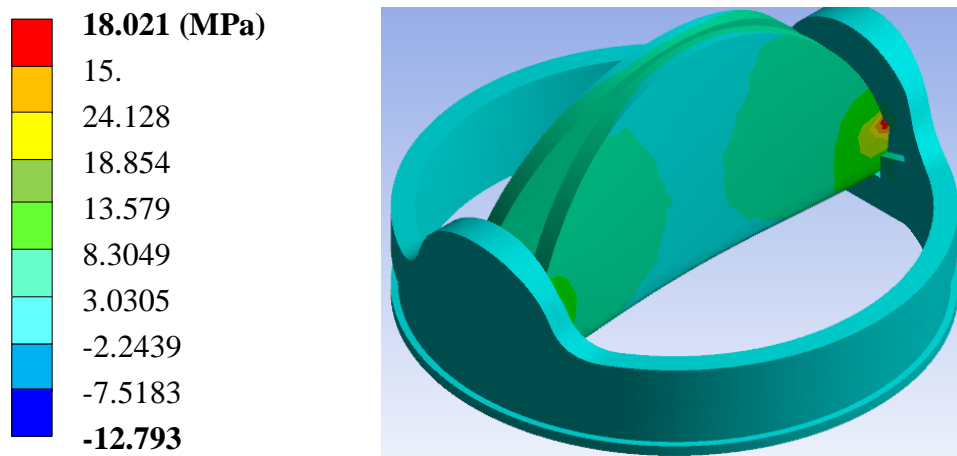


Figura IV.63.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo



Figura IV.64.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

IV.4.4.- Cuarto caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado sístole con Aleación de Titanio de base y valvas de Nitinol.

Se aplica las presiones correspondientes a las valvas que son de 16000 Pa (0.016 MPa), la apertura de las valvas es de 85° ya que se encuentra en estado de sístole o descarga. Este análisis es el de mayor presión en estado sistólico, la base de las valvas sigue con restricción en todos sus ejes. De igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores (Figura IV.68). Al aplicar una presión de 16000 Pa a las paletas en estado de diástole, que es cuando estas se encuentran abiertas a un ángulo de 85°. Al aplicar la presión de 16000 Pa posteriormente se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

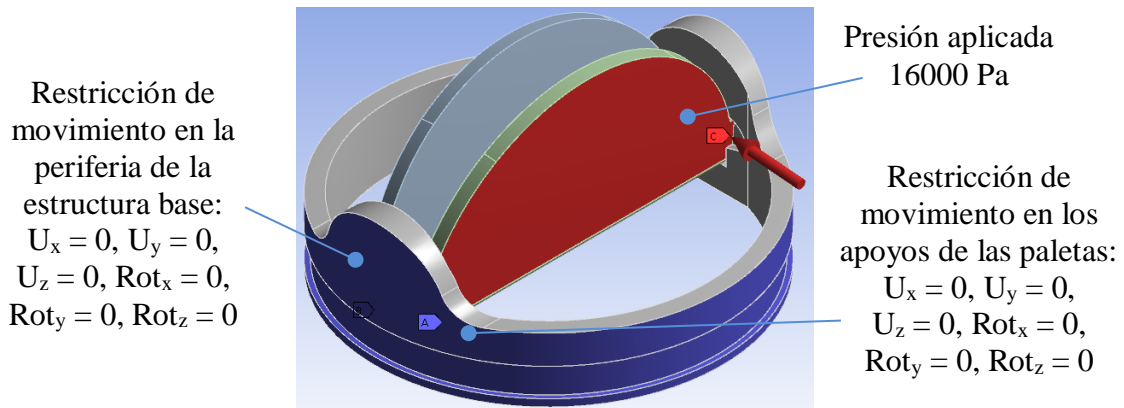


Figura IV.65.- Cuarto caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

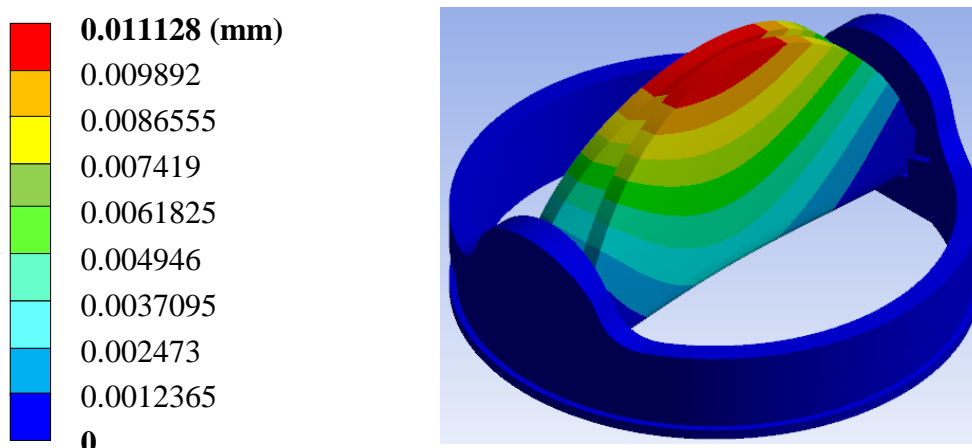


Figura IV.66.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

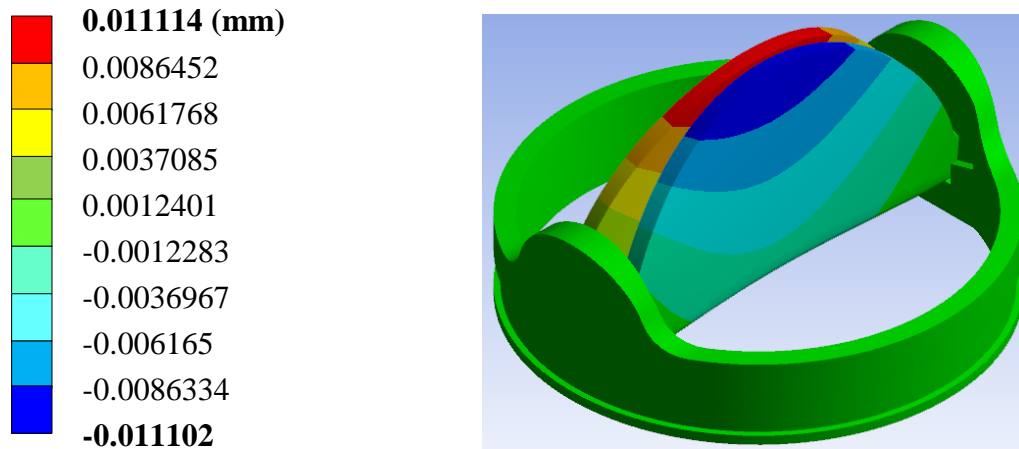


Figura IV.67.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

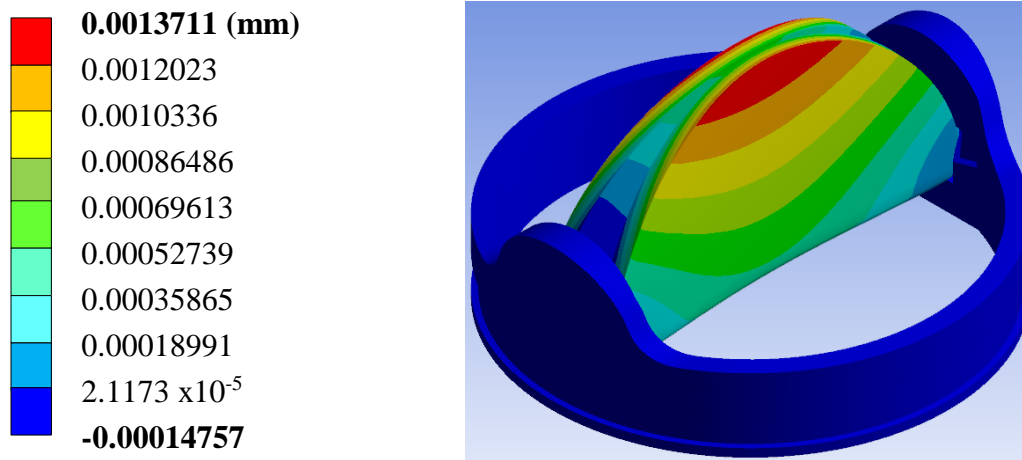


Figura IV.68.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

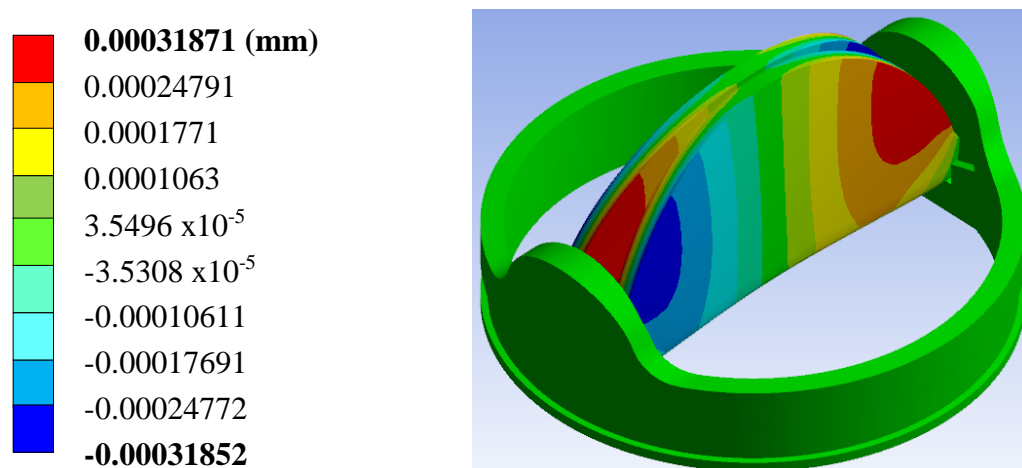


Figura IV.69.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

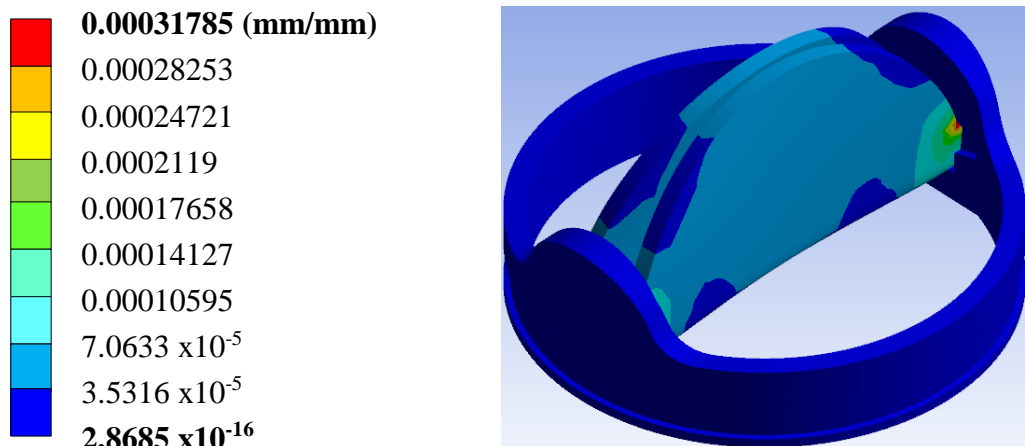


Figura IV.70.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria total general

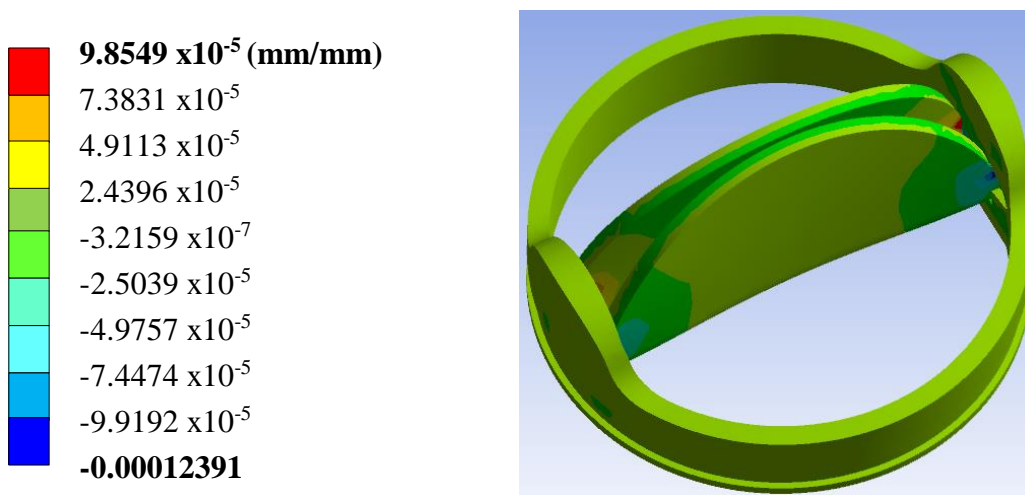


Figura IV.71- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

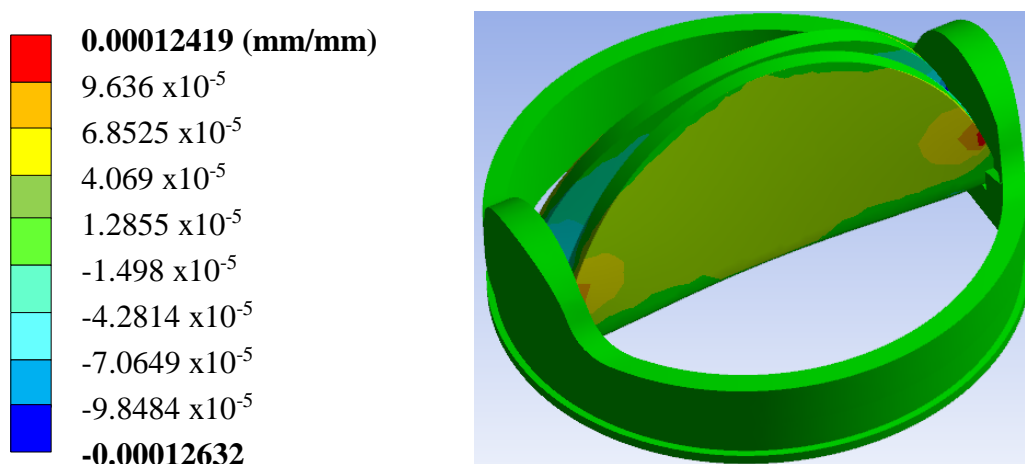


Figura IV.72.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

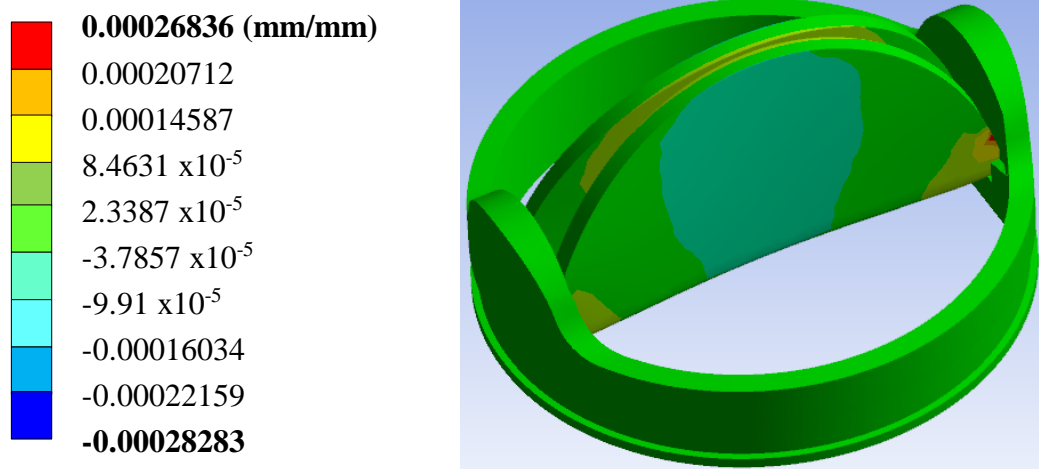


Figura IV.73.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

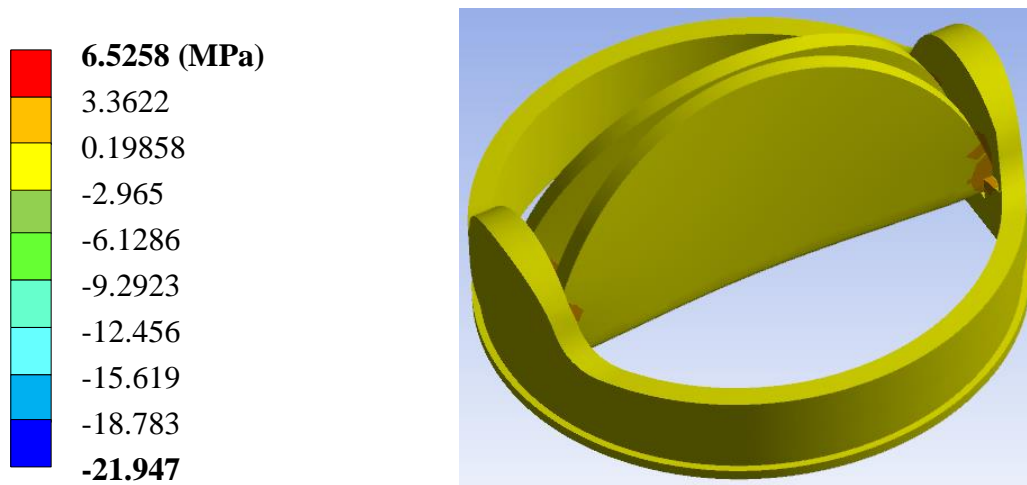


Figura IV.74.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

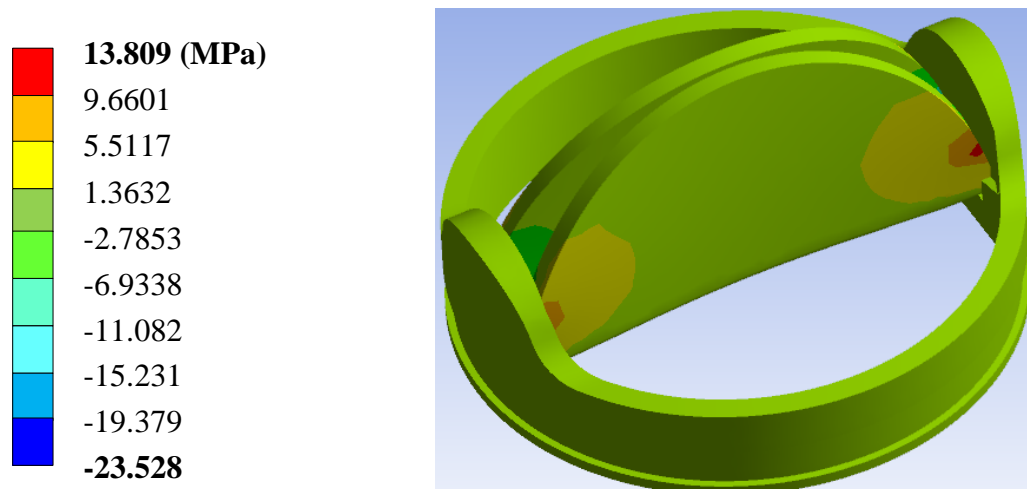


Figura IV.75.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

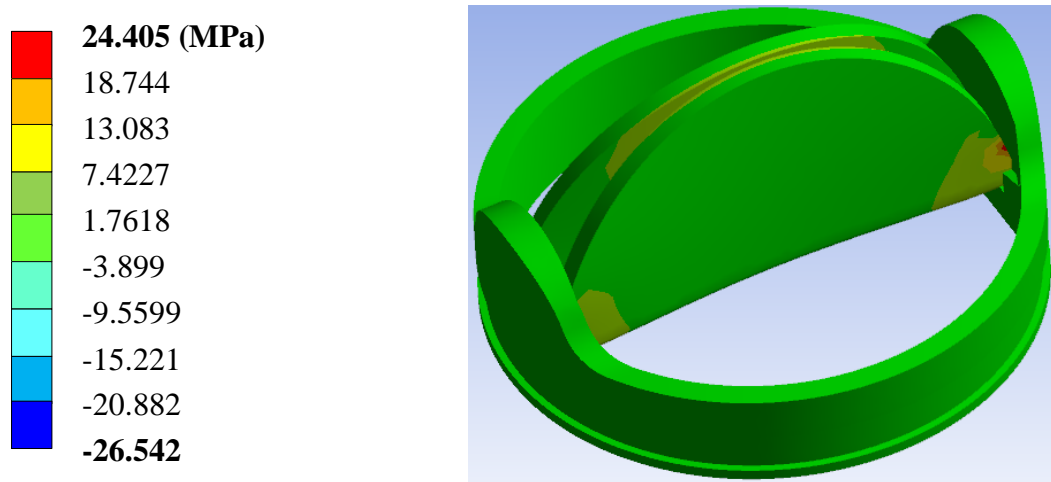


Figura IV.76.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

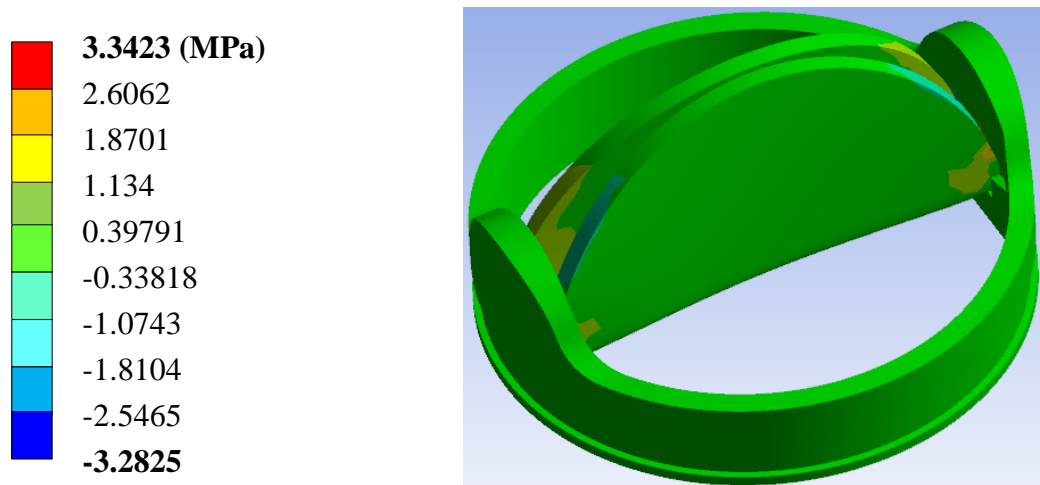


Figura IV.77.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

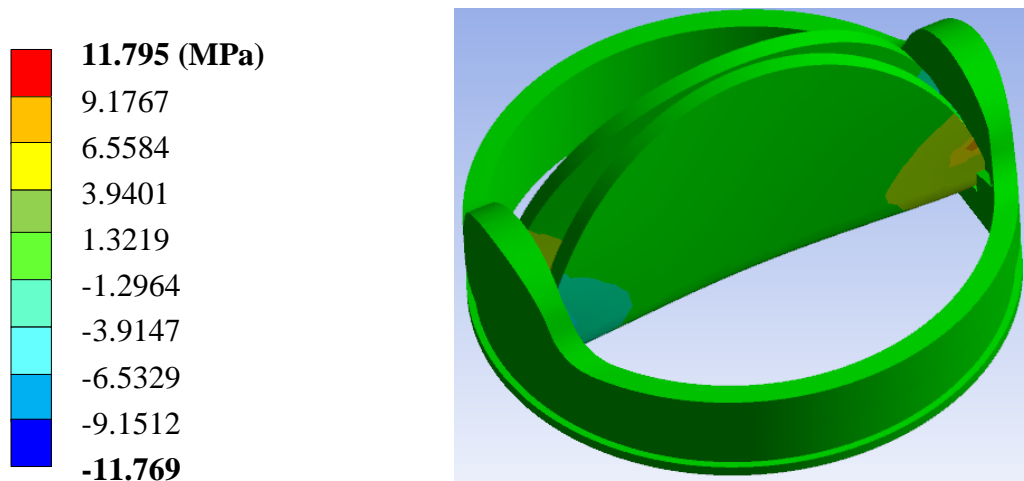


Figura IV.78.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

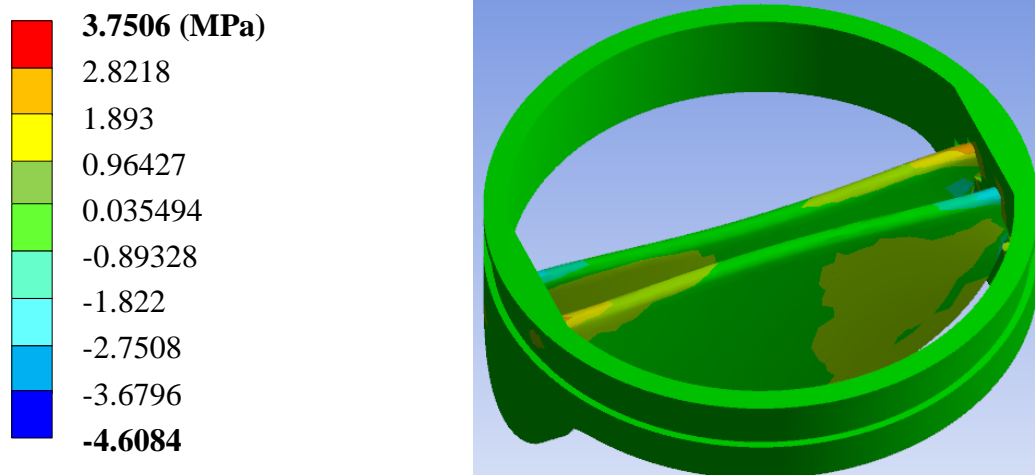


Figura IV.79.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

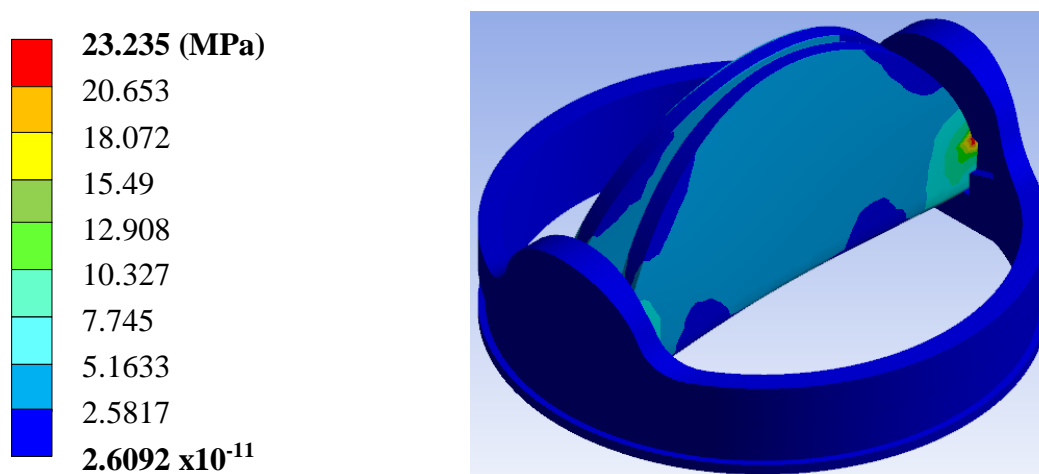


Figura IV.80.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

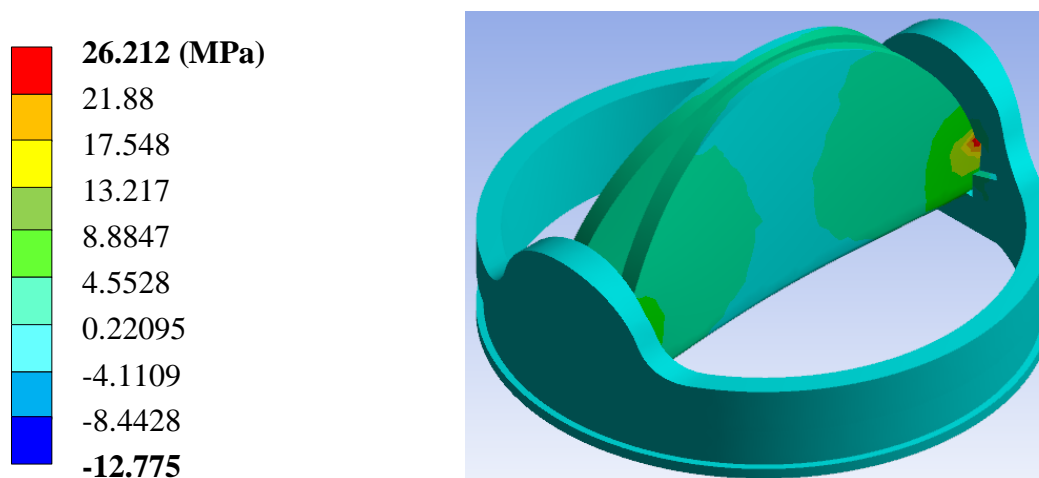


Figura IV.81.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal máximo



Figura IV.82.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

Tabla IV.3.- Resultados de los análisis numéricos

Valor	1er. Caso		2do. Caso		3er. Caso		4to. Caso	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Desplazamiento total (mm)	0.0070171	0	0.010207	0	0.0076508	0	0.011128	0
Desplazamiento en eje x (mm)	0.0032016	-0.003203	0.0046568	-0.004658	0.0076406	-0.0076325	0.011142	-0.011102
Desplazamiento en eje y (mm)	6.83×10^{-5}	-0.0064696	9.9346×10^{-5}	-0.0094104	0.00094262	-0.00010145	0.0013711	-0.00014757
Desplazamiento en eje z (mm)	0.00016329	-0.00016342	0.00023751	-0.0002377	0.00021911	-0.00021898	0.00031871	-0.00031852
Deformación unitaria total	0.00021679	2.4384×10^{-15}	0.00031533	3.5468×10^{-15}	0.00021852	1.9721×10^{-16}	0.00031785	2.8685×10^{-16}
Deformación unitaria eje x	0.00010381	-0.00012289	0.000151	-0.00017875	6.7752×10^{-5}	-8.5188×10^{-5}	9.8549×10^{-5}	-0.00012391
Deformación unitaria eje y	6.7735×10^{-5}	-5.9473×10^{-5}	9.8523×10^{-5}	-8.6506×10^{-5}	8.5384×10^{-5}	-8.6844×10^{-5}	0.00012419	-0.00012632
Deformación unitaria eje z	0.00017398	-0.00016546	0.00025306	-0.00024067	0.0001845	-0.00019445	0.00026836	-0.00028283

Esfuerzo nominal eje x (MPa)	10.666	-11.829	15.514	-17.206	4.4865	-15.088	6.5258	-21.947
Esfuerzo nominal eje y (MPa)	4.5539	-4.1631	6.6239	-6.0554	9.4934	-16.175	13.809	-23.528
Esfuerzo nominal eje z (MPa)	16.179	-15.148	23.532	-22.033	16.779	-18.248	24.405	-26.542
Esfuerzo cortante plano xy (MPa)	6.337	-6.3424	9.2174	-9.2253	2.2978	-2.2567	3.3423	-3.2825
Esfuerzo cortante plano yz (MPa)	5.5752	-5.5897	8.1093	-8.1305	8.109	-8.0915	11.795	-11.769
Esfuerzo cortante plano xz (MPa)	5.4809	-6.3796	7.9722	-9.2794	2.5785	-3.1683	3.7506	-4.6084
Esfuerzo von Mises (MPa)	15.109	2.0897×10^{-10}	21.977	3.0396×10^{-10}	15.974	1.7938×10^{-11}	23.235	2.6092×10^{-11}
Esfuerzo principal máximo (MPa)	17.744	-3.2842	25.81	-4.777	18.021	-8.7826	26.212	-12.775
Esfuerzo principal mínimo (MPa)	3.7639	-16.651	5.4748	-24.22	4.4388	-25.208	6.4565	-36.666

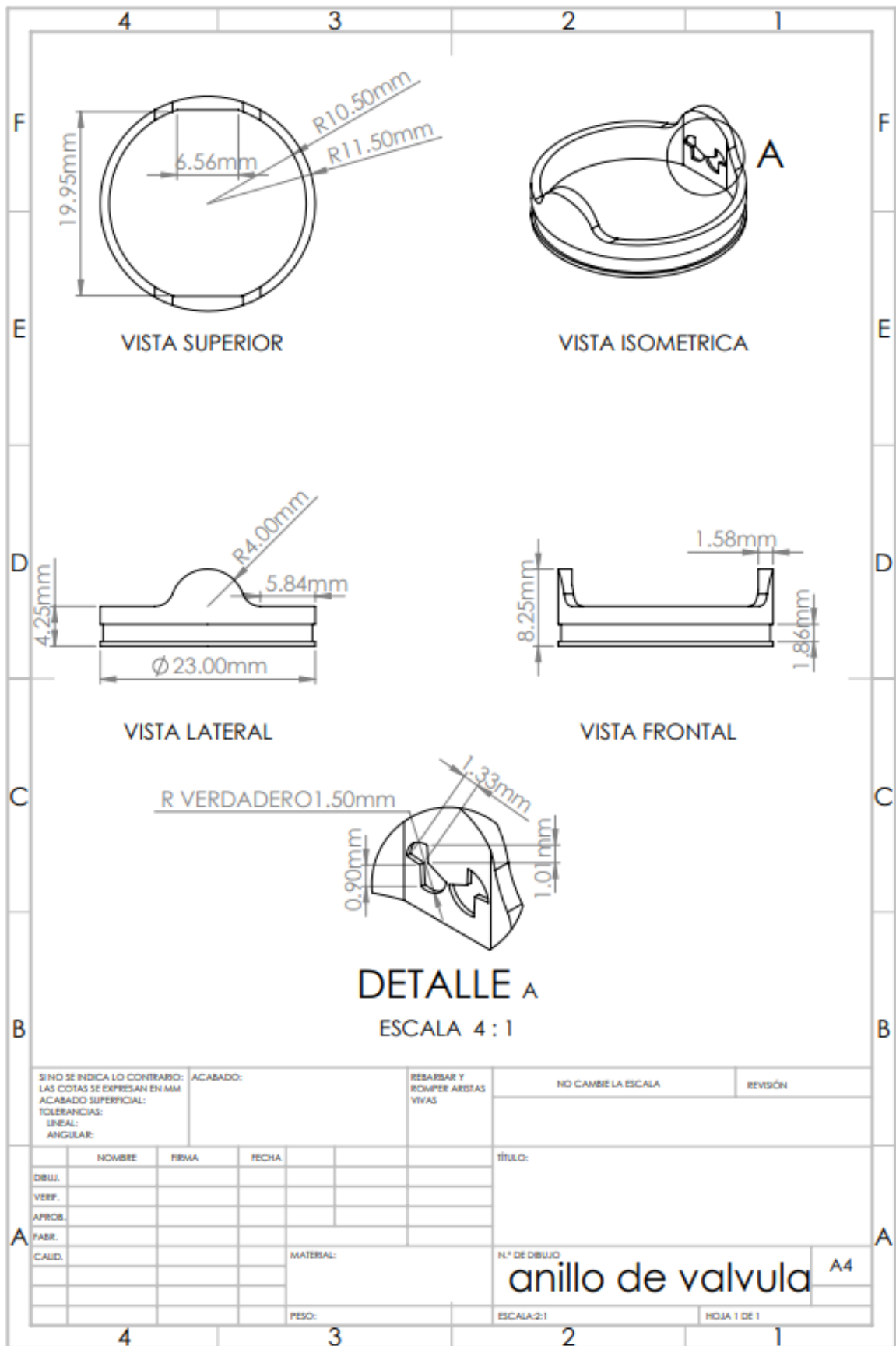
IV.5.- Sumario

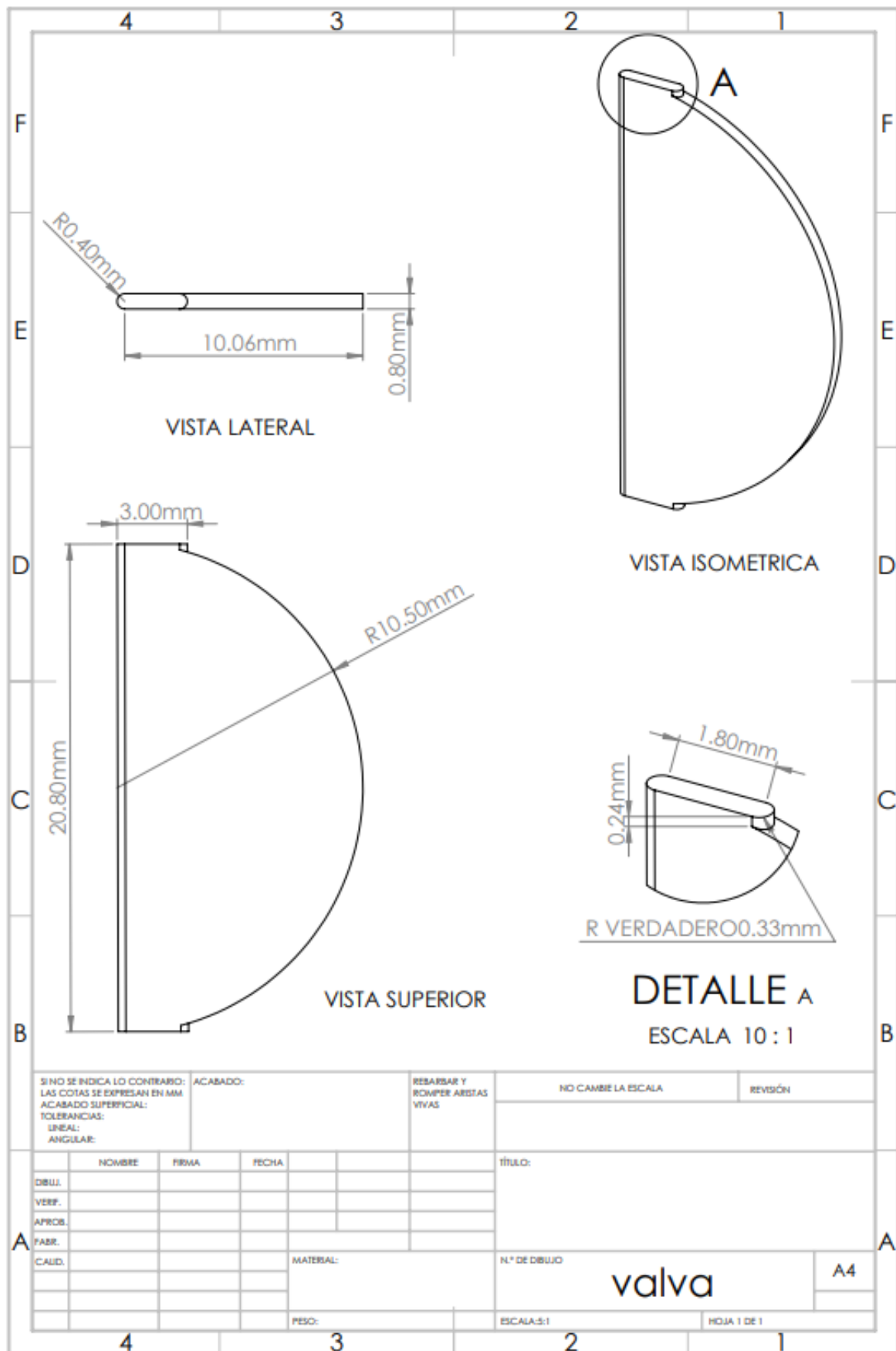
Al mejorar las propiedades de los materiales y el diseño del anillo como de las valvas, los resultados fueron diferentes con respecto al análisis, se aprecia que al utilizar el TI-6AL-4V como base para valvas mientras que en combinación con el NITINOL en las valvas hacen un es un material resistente con menor desplazamiento, con pocas deformaciones unitarias en los diferentes ejes, los esfuerzos ejercidos sobre las válvula cardiaca se redujeron de manera considerable, este cambio se aplicaron en los cuatro casos de estudio que son las diferente posiciones en las cuales se encuentra abierta las valvas.

IV.6.- Referencias

- 1.- Ramírez-López, M., Pérez-López, H., Cáceres-Lóriga, M., Estévez-Alvarez, N., Martín-Martínez, A. y Peña-Ramos, Y., Prótesis valvulares cardíacas. Apuntes de interés, *Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular*, Vol. 19, No 3-4, pp 1-6, 2013.
- 2.- Morales-Fuente, B., *Avances en el Desarrollo de Nuevos Materiales Metálicos para su Uso en Prótesis e Implantes*, Ed. Departamento Química Física, Facultad de Química, Universidad de Sevilla, pp 4-5, 2018.
- 3.- Bakir, M., Haemocompatibility of titanium and its alloys, *Journal of Biomaterials Applications*, Vol. 27, No. 1, pp 3-15, 2012.
- 4.- Long, M. y Rack, H., Titanium alloys in total joint replacement a materials science perspective, *Biomaterials*, Vol. 19, pp 1621-1639, 1998.
- 5.- Kauffman, G. y Mayo, I., The story of Nitinol; The serendipitous discovery of the memory metal and its applications, *The Chemical Educator*, Vol. 2, No. 2, pp 1-21, 1997.

IV.7.- Anexos





CAPÍTULO V

ANÁLISIS

NUMÉRICO DE 2°

PROPUESTA

V.1.- Generalidades

En el capítulo anterior se realizó el estudio de una válvula cardiaca con dos diferentes materiales, los cuales fueron Ti-6Al-4V (Tabla IV.1) es una aleación de Titanio, Aluminio y Vanadio. Este material se utilizó para la base de las valvas (anillo) [V.1]. El otro material utilizado fue el Nitinol (Tabla IV.2) es una aleación equiatómica de Níquel-Titanio, con este material se realizaron las valvas [V.2]. No está de más mencionar que estos materiales son biocompatibles con el cuerpo humano. En el siguiente estudio se seleccionaron dos materiales diferentes, de igual manera que en el estudio anterior. Un material se tomará para reanalizar el diseño y estudio del anillo y el otro material se tomará para el diseño y estudio para las valvas. Los materiales seleccionados para este nuevo caso de estudio son el acero inoxidable y el polimetacrilato de metilo (*PMMA*). Estos materiales ya han sido utilizados como prótesis de válvulas cardiacas, de acuerdo a la investigación estos dos materiales no han estado en interacción en un solo dispositivo como es el siguiente caso de estudio [V.3]. El acero inoxidable (Tabla V.3) es de uso continuo para la fabricación de diferentes prótesis, para la sustitución de tejidos duros debido a su buena resistencia a la corrosión, elevadas propiedades mecánicas y sobre todo la alta biocompatibilidad [V.4], por las condiciones antes mencionadas se tomará este material como la base o el anillo de las valvas.

Tabla V.1.- Propiedades mecánicas de aleación Ti-6Al-4V

Propiedades	Ti-6Al-4V
Densidad (g/cm^3)	4.43
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	114
Esfuerzo a la compresión (MPa)	970
Resistencia a la tensión (MPa)	600
Relación de <i>Poisson</i>	0.34

Tabla V.2.- Propiedades mecánicas de aleación (NiTi)

Propiedades	Nitinol
Densidad (g/cm^3)	6.45
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	75
Esfuerzo a la compresión (MPa)	960
Resistencia a la tensión (MPa)	800
Relación de <i>Poisson</i>	0.30

Tabla V.3.- Propiedades mecánicas de acero inoxidable

Propiedades	Acero inoxidable
Densidad (g/cm ³)	7.93
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	196
Esfuerzo a la compresión (MPa)	262
Resistencia a la tensión (MPa)	310
Relación de <i>Poisson</i>	0.29

El Polimetacrilato de Metilo (*PMMA*) (Tabla V.4) es un polímero de origen sintético que ha demostrado tener una alta biocompatibilidad con los seres vivos. Este polímero es clasificado como un termoplástico, es uno de los polímeros sintéticos más versátiles gracias a su composición química que hace que sus propiedades mecánicas sean idóneas para diferentes usos, se logra obtener mediante polimerizaciones radicales. Es comúnmente utilizado para aplicaciones médicas, químicas y de ingeniería, algunas de las aplicaciones más comunes son en suturas, tejidos de piel e implantes. A continuación, este material será utilizado para el estudio de un implante [V.5].

Tabla V.4.- Propiedades mecánicas de Polimetacrilato de Metilo (*PMMA*)

Propiedades	PMMA
Densidad (g/cm ³)	1.19
Módulo de <i>Young</i> (GPa)	290
Esfuerzo a la compresión (MPa)	110
Resistencia a la tensión (MPa)	72
Relación de <i>Poisson</i>	0.45

De acuerdo con la investigación realizada, en la actualidad el acero inoxidable 316L se ha utilizado para diferentes implantes y uno de estos son las válvulas cardiacas, pero no en combinación con el polimetacrilato de metilo, mientras tanto con el material de metacrilato de metilo se han realizado estudios de desgaste contra un fluido, pero como tal no se ha planteado una válvula utilizando este material es decir no se han desarrollado estudios con los materiales antes mencionados [V.5]:

- El diseño de la base de las valvas, que es un anillo de metal conformado por el acero inoxidable.
- El diseño de las valvas, que son dos semidiscos conformados por el polimetacrilato de metilo, éstas están sujetadas al anillo metálico.

V.2.- Diseño de anillo

En el diseño la base de las valvas se respetaron las dimensiones del estudio anterior, el arillo se diseñó con un diámetro de 23 mm externo y un interno de 21 mm. El material a utilizar fue el acero inoxidable 316L, el cual es un material comúnmente utilizado para diferentes prótesis en los seres humanos (Figura V.1 y Tabla V.3), en la sujeción de las valvas que es una parte muy importante, se invirtieron las medidas de los apoyos para tener una mayor área de soporte, aunque se conservaron las mismas medias (Figura V.2).

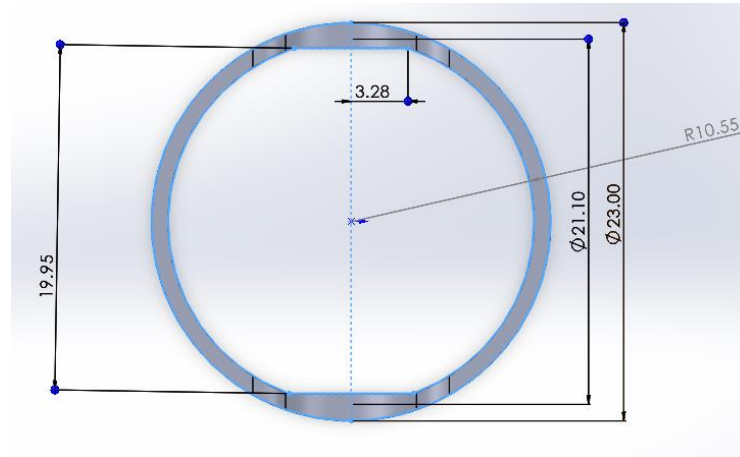


Figura V.1.- Anillo de valvas diseño anterior y nuevo diseño

Tabla V.5.- Dimensiones de válvula bivalva

Válvula	\varnothing Ext	\varnothing Int	W_1	W_2	Porcentaje de pivoteo
23 mm	23 mm	21.1 mm	19.95 mm	17.1 mm	8.5 %

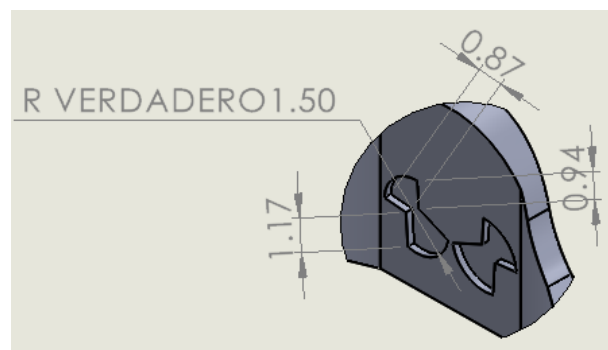


Figura V.2.- Sujeción de valvas

V.3.- Diseño de valva

En la propuesta anterior la distancia de las valvas es de 20.80 mm como base, el radio de la valva es de 10.50 mm (Figura V.3), el redondeo se mantiene de igual manera para tener mayor distancia de sujeción de base (Figura V.4). El único cambio fue la sustitución del material ya que este caso de estudio se implementó el Polimetacrilato de metilo (*PMMA*), en el siguiente estudio observaremos si hay mejoras en comparación con el análisis anterior.

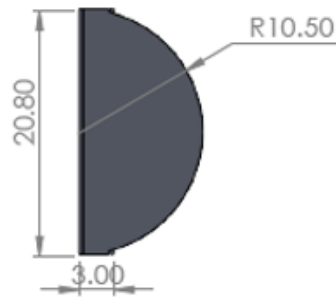


Figura V.3.- Base de valvas

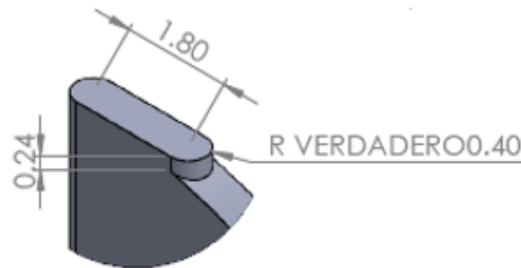


Figura V.4.- Sujeción de valvas

V.4.- Análisis numérico de la nueva propuesta de prótesis de válvula cardiaca de 23 mm con acero inoxidable de base y valvas de polimetacrilato de metilo

Teniendo las dos piezas modelas, de igual manera las valvas quedaran semicerradas en un ángulo de 25° que será la apertura mínima (Figura V.5). Se tiene que verificar que no allá sufrido algún cambio y verificar que ninguna de las entidades haya interferencias o sean mínimas, de igual manera se realizó las restricciones de apertura máxima de 85° (Figura V.6).

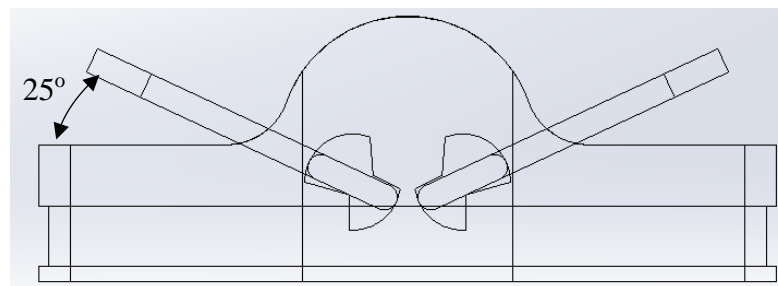


Figura V.5.- Válvula cardiaca apertura de 25° ensamblada

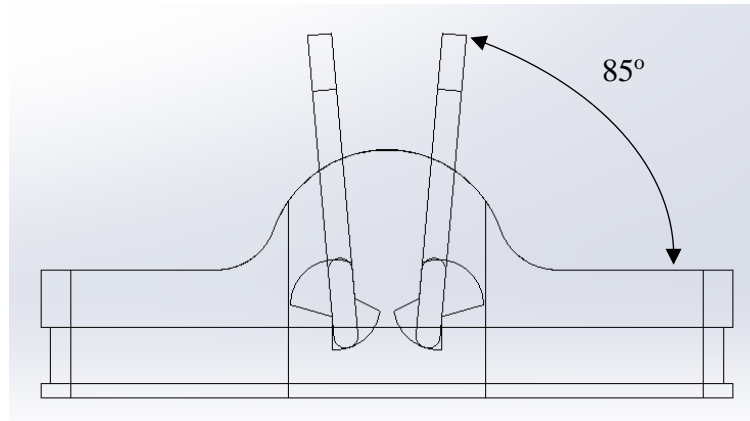


Figura V.6.- Válvula cardíaca apertura de 85° ensamblada

1. El análisis de la prótesis comenzará con el estudio de las válvulas de 23 mm, en una posición semicerrada con un ángulo mínimo de apertura de 25°. Donde la válvula estará en estado de diástole.
2. El siguiente análisis será con la válvula de 23 mm semicerrada con un ángulo mínimo de apertura de 25°. Donde la válvula se encontrará en estado de sístole.
3. El siguiente análisis será con la válvula de 23 mm, la válvula estará semiabierta formando un ángulo de 85° en estado de diástole.
4. El último análisis será la válvula de 23 mm semiabierta teniendo un ángulo de apertura máxima 85° en un estado de sístole.

El análisis se realizará por medio del programa computacional *ANSYS Workbench®*. En este caso fue un análisis estructural estático. Se ingresaron los datos de las propiedades mecánicas de los materiales. Se realizó el discretizado de la válvula mecánica, el tamaño a utilizar fue de 1.0 mm. Para este tipo de análisis, como se mencionó con anterioridad, se aplicó un elemento de alto orden, en bloque y con seis grados de libertad. La válvula se analizó con dos materiales diferentes, el anillo o base de la válvula fue analizado con Acero Inoxidable, mientras las valvas o paletas son de Polimetacrilato de Metilo (PMMA). Para las propiedades mecánicas se tomaron en cuenta tres factores como base; el módulo de *Young*, relación de *Poisson* y densidad del material. Los valores numéricos mecánicos del Acero inoxidable son; densidad 7.93 g cm³, módulo de *Young* 196 GPa, relación de *Poisson* 0.29, módulo cortante 75 GPa y módulo *Bulk* 150 GPa y para el Polimetacrilato de metilo (PMMA), la densidad 1.19 g cm³, módulo de *Young* 290 GPa, relación de *Poisson* 0.45, módulo cortante 100 GPa y módulo *Bulk* 960 GPa.

V.4.1- Primer caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado diástole con acero inoxidable de base y valvas de polimetacrilato de metilo

Se realiza el discretizado a 1.0 mm, se insertan las propiedades mecánicas del material y se comienza con el análisis numérico, se aplican las condiciones de frontera al anillo, se restringe el movimiento y las rotaciones en los tres ejes (x , y y z) (Figura V.7), se indican las condiciones de frontera en los apoyos de las valvas, se restringe el movimiento y las rotaciones en los tres ejes (x , y y z), (Figura V.8), la válvula se encuentra en un estado estático, en este caso se le aplicará una presión de 80 mmhg en las valvas que es de 11000 Pa que es la presión que se ejerce en el punto de diástole que es cuando estas se encuentran semicerradas formando un ángulo de 25°. (Figura V.9).

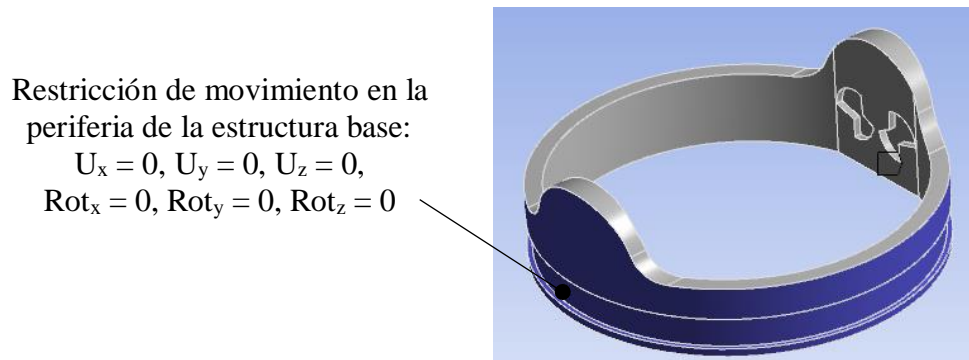


Figura V.7.- Restricción en el anillo

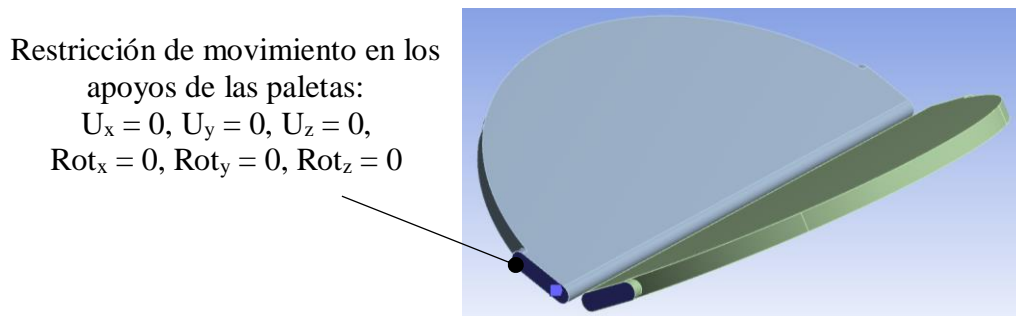


Figura V.8.- Restricción de soporte de valvas

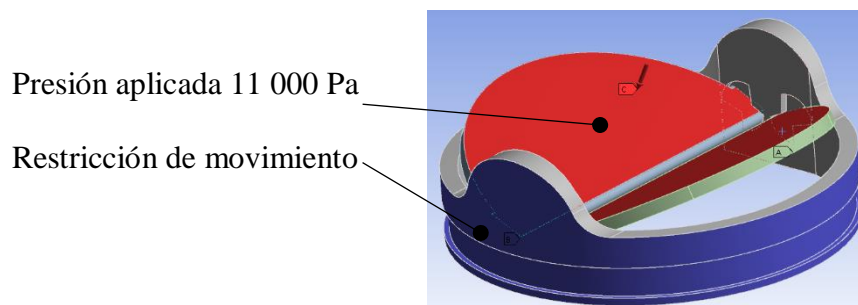


Figura V.9.- Primer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

A continuación, se presentan los resultados obtenidos, al realizar el análisis estructural del modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

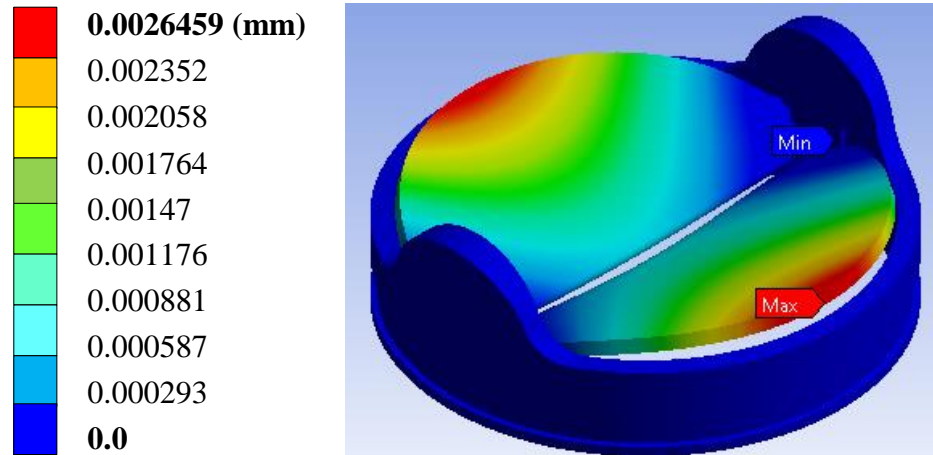


Figura V.10.- Primer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

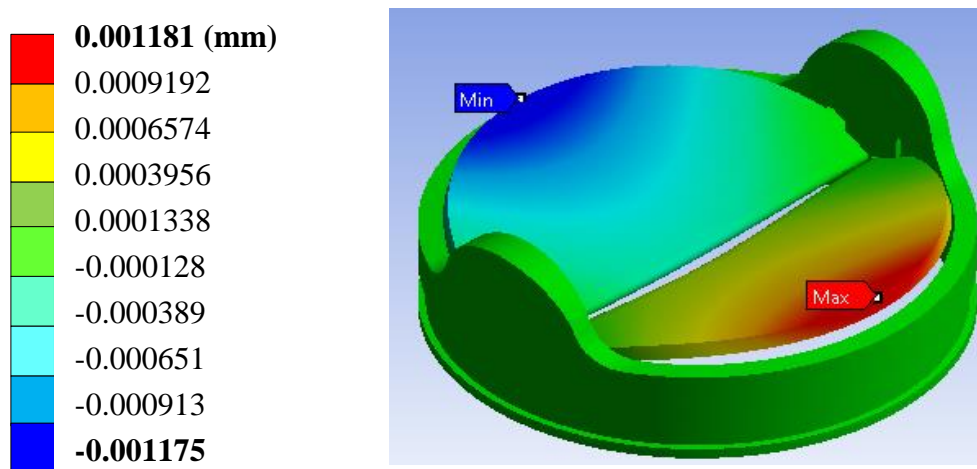


Figura V.11.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

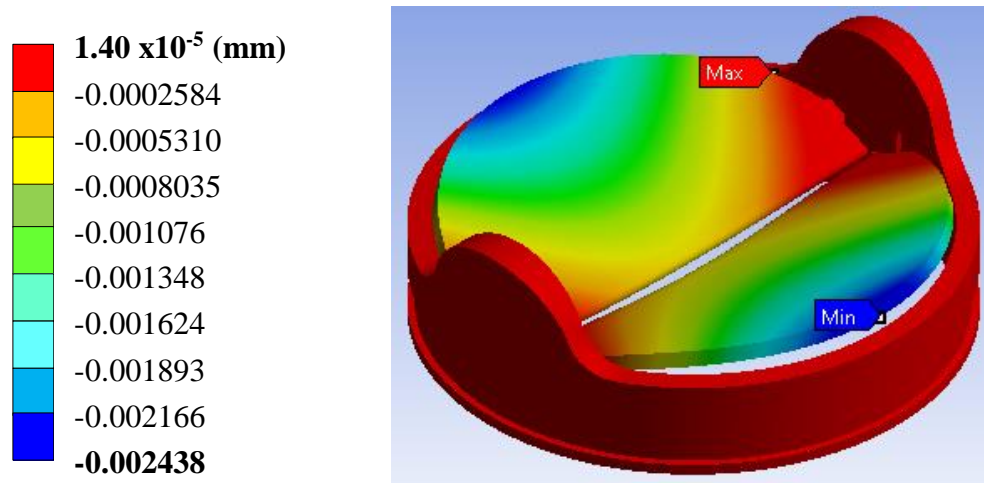


Figura V.12.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

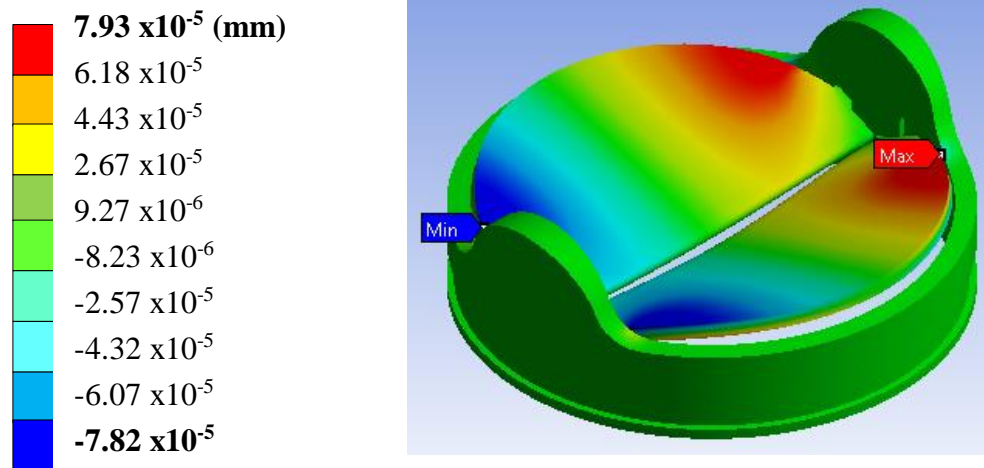


Figura V.13.- Primer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

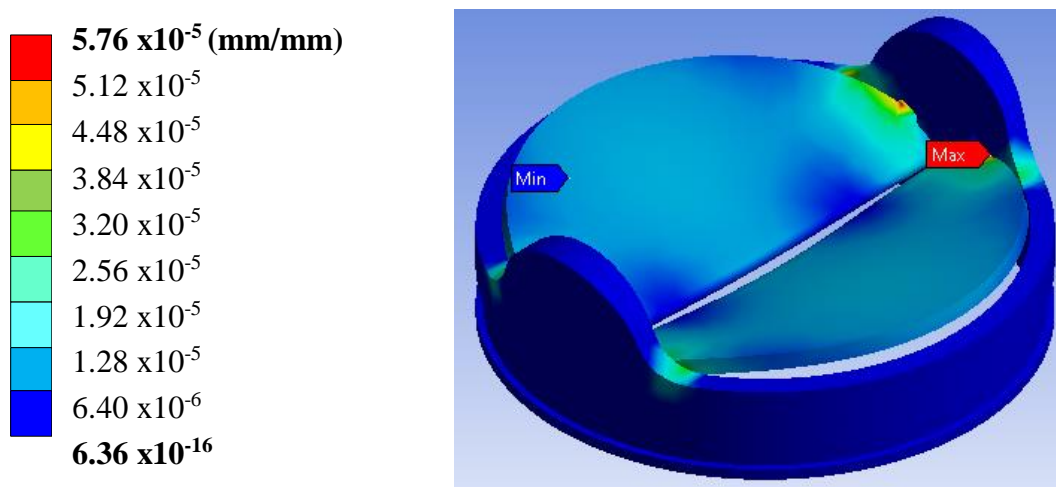


Figura V.14.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria total general

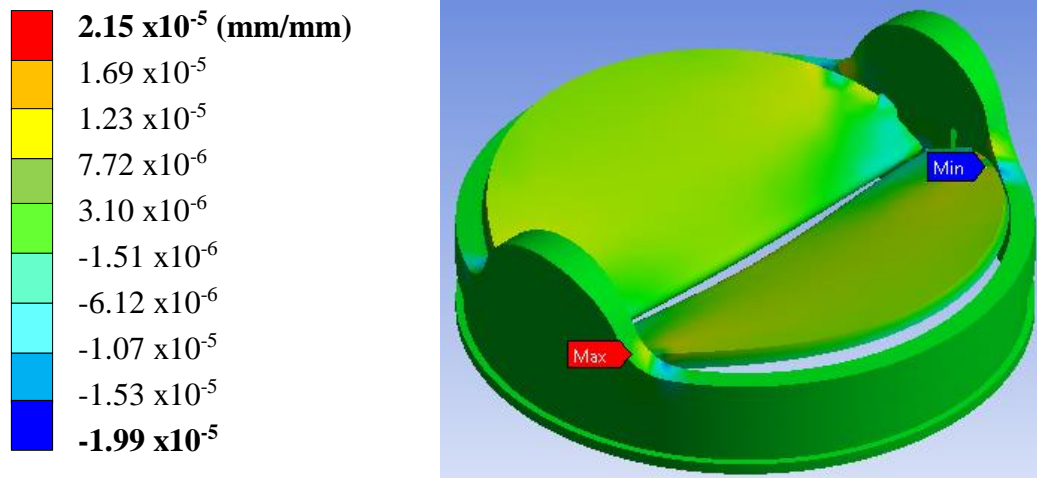


Figura V.15.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

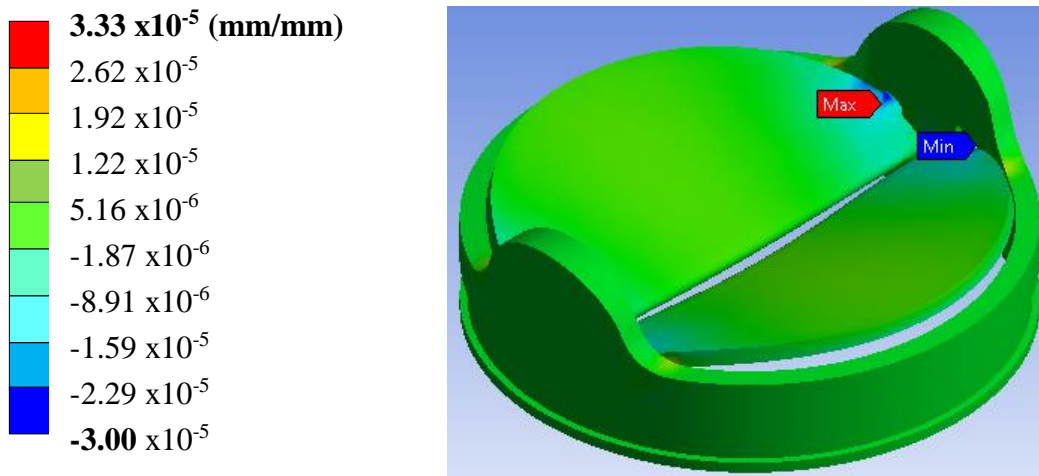


Figura V.16.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

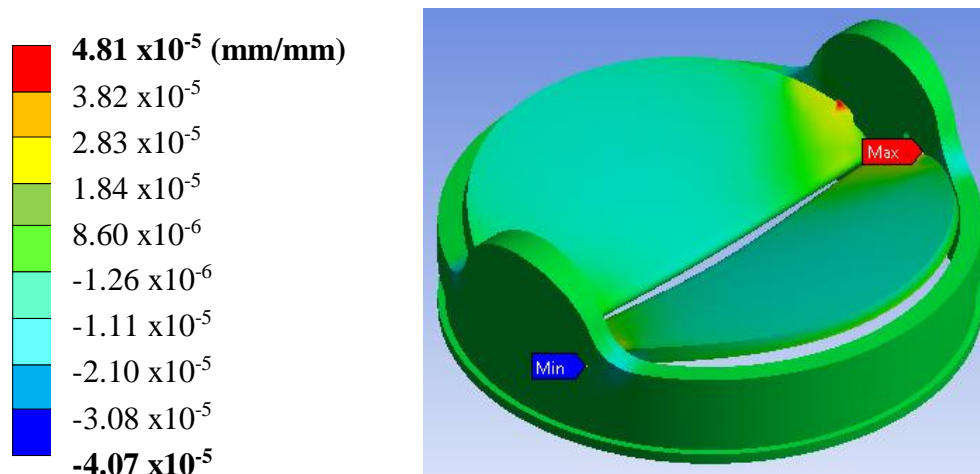


Figura V.17.- Primer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

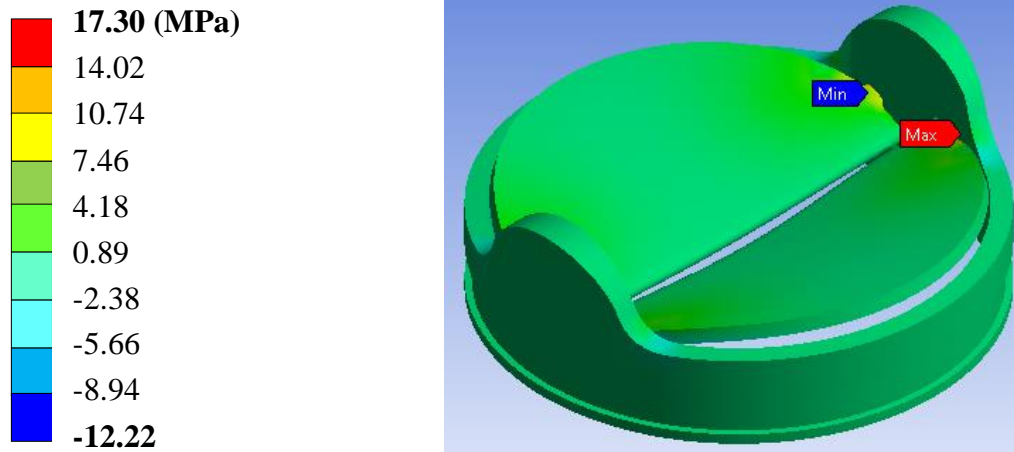


Figura V.18.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

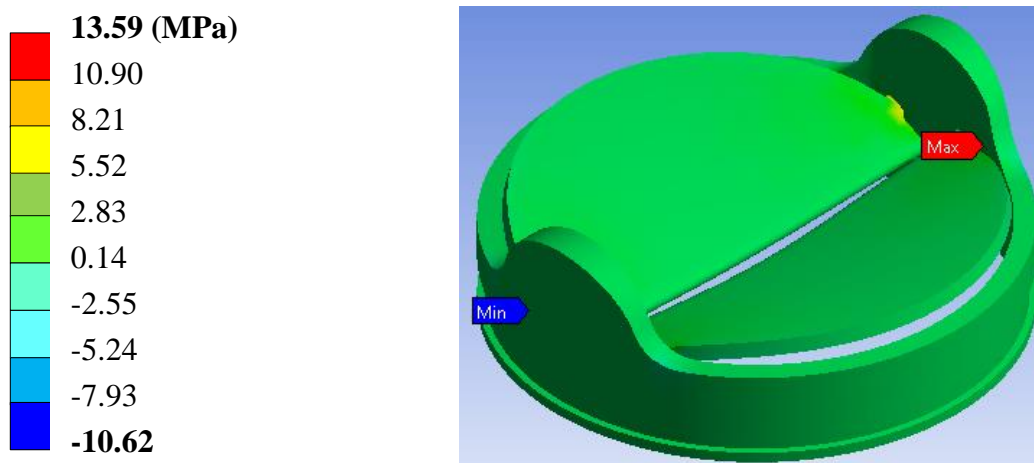


Figura V.19.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

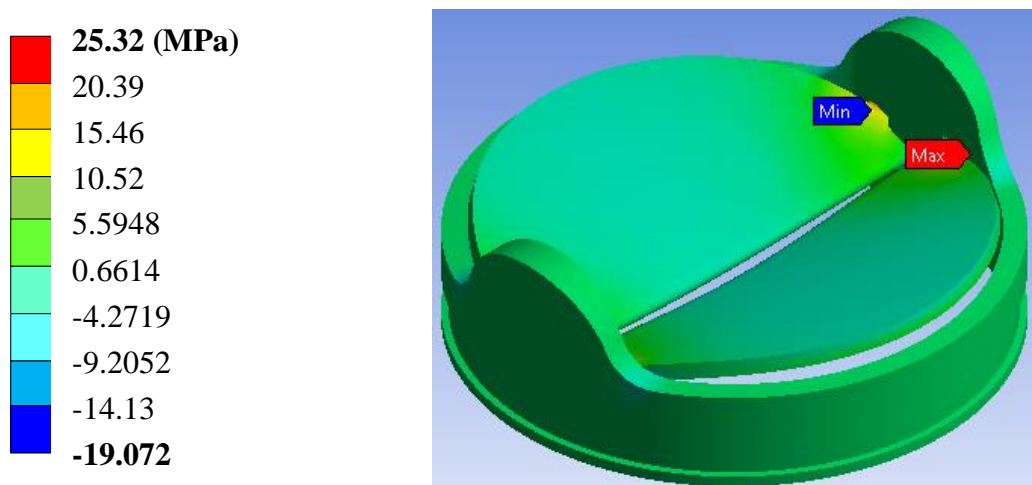


Figura V.20.- Primer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

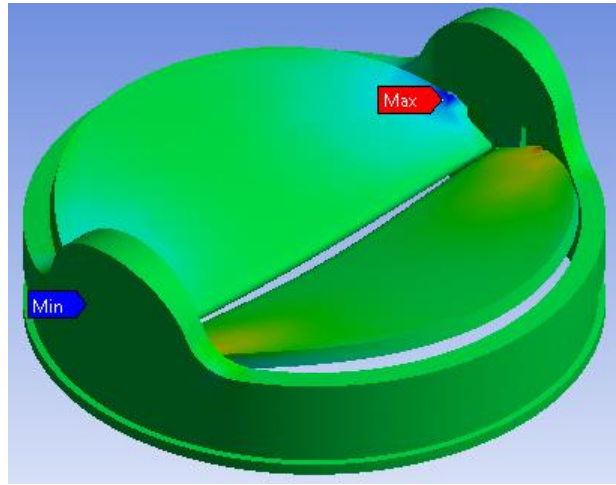
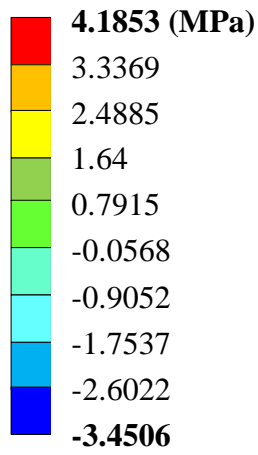


Figura V.21.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

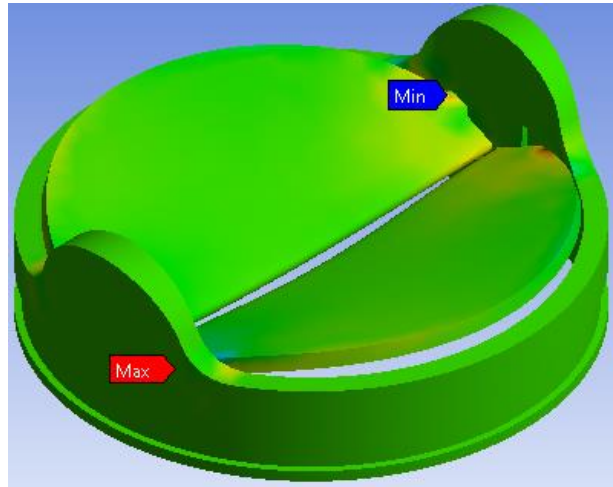
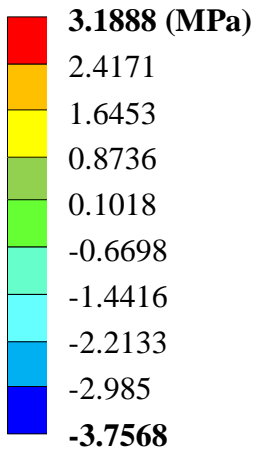


Figura V.22.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

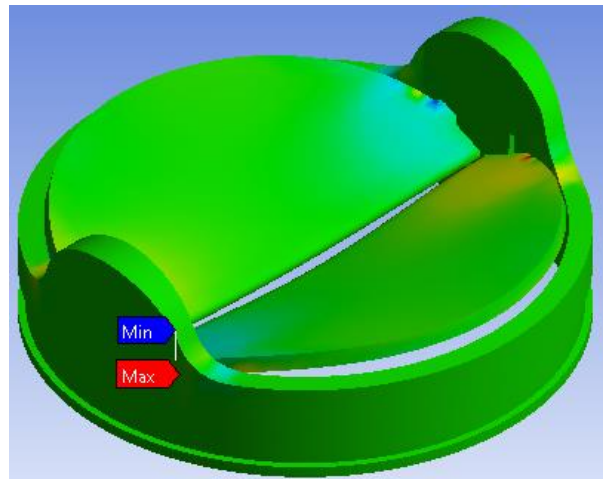
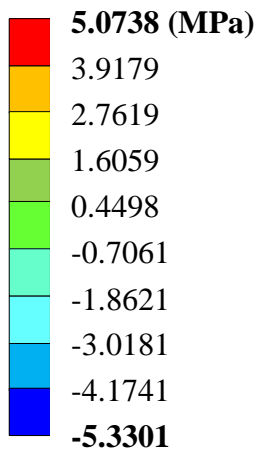


Figura V.23.- Primer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

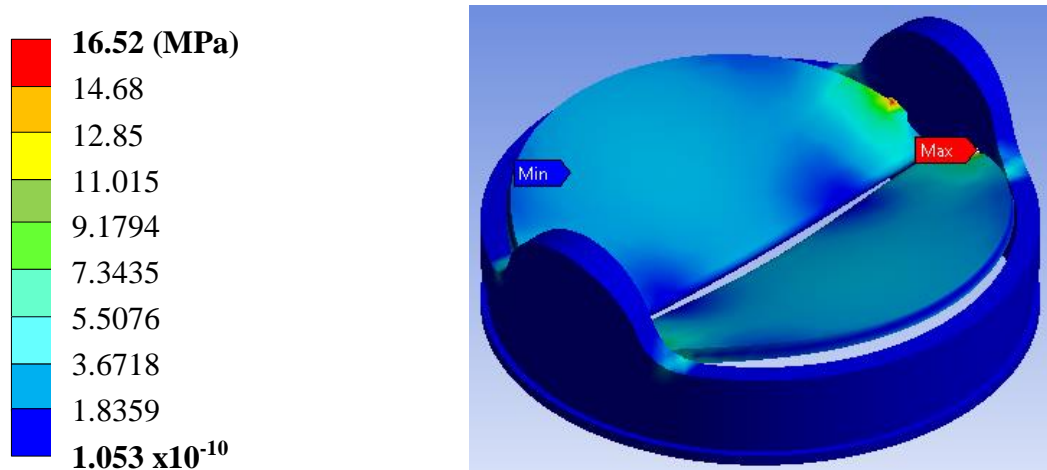


Figura V.24.- Primer caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*

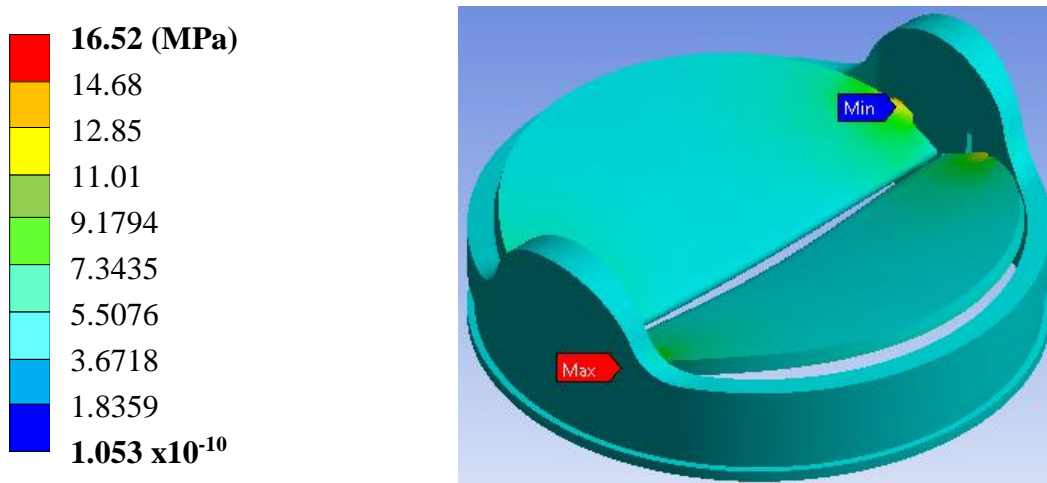


Figura V.25.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

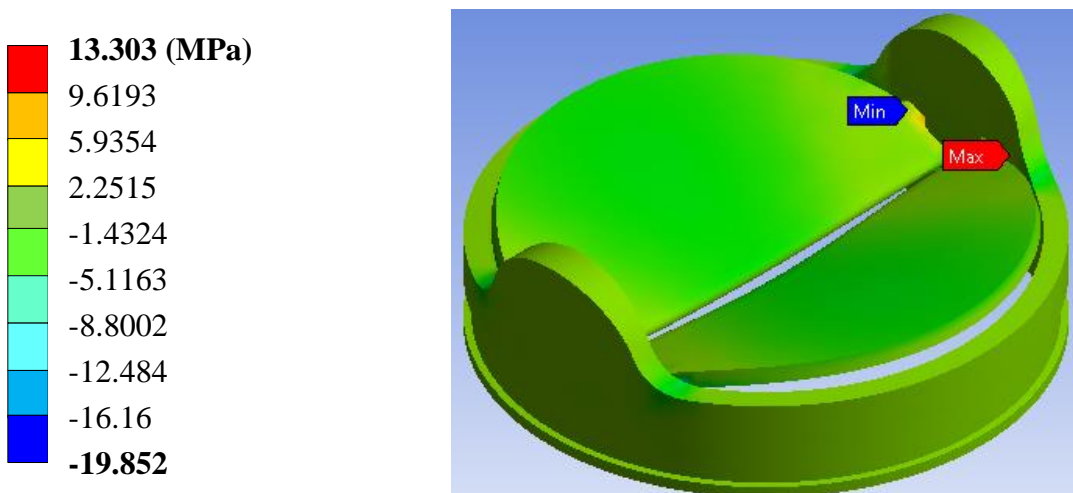


Figura V.26.- Primer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

V.4.2.- Segundo caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 25° en estado sístole con acero inoxidable de base y valvas de polimetacrilato de metilo

El segundo caso de estudio, se aplicará una presión de 120 mmhg que equivale a 16000 Pa que es la presión que se ejerce en el punto de sístole. Es la mayor presión que percibe un corazón sano en estado de relajación, (Figura V.27). La base de las valvas se restringirá el movimiento, las valvas al estar en relajación se encuentran semicerradas en un ángulo de 25° (Figura V.28).

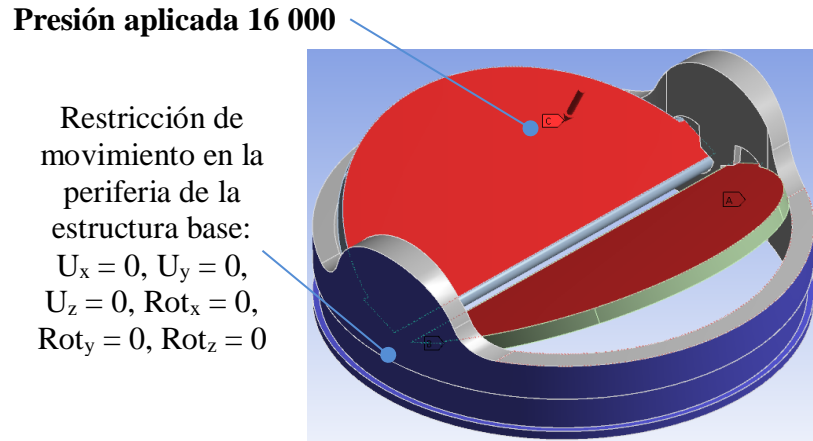


Figura V.27.- Segundo caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

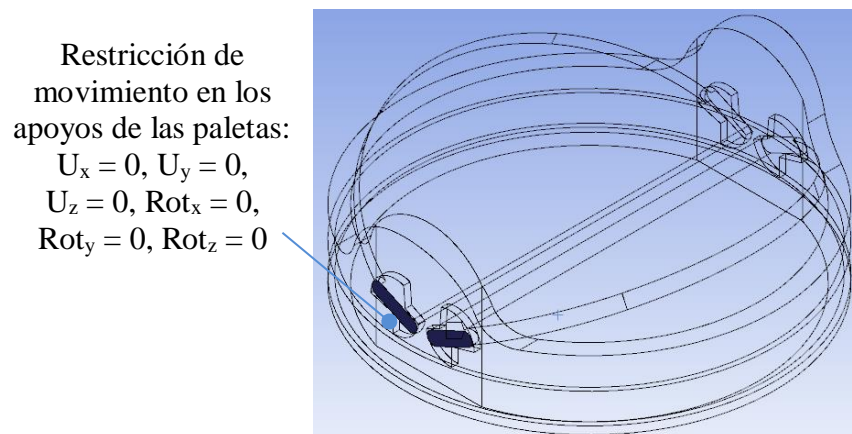


Figura V.28.- Segundo caso de estudio; Aplicación de condiciones de frontera en valvas

Presión de 16000 Pa (0.016 MPa) a las valvas en estado de sístole, semicerradas a un ángulo de 25°:

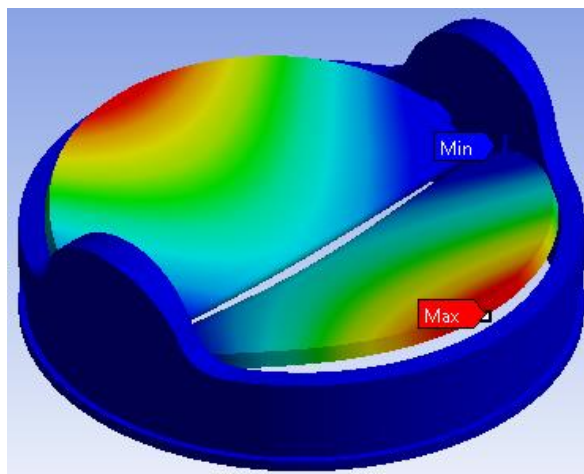
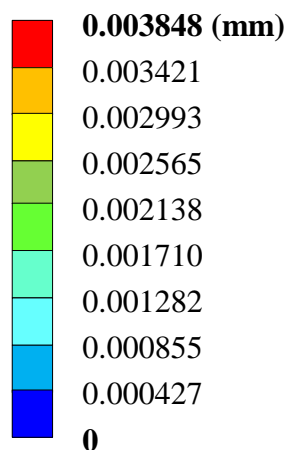


Figura V.29.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

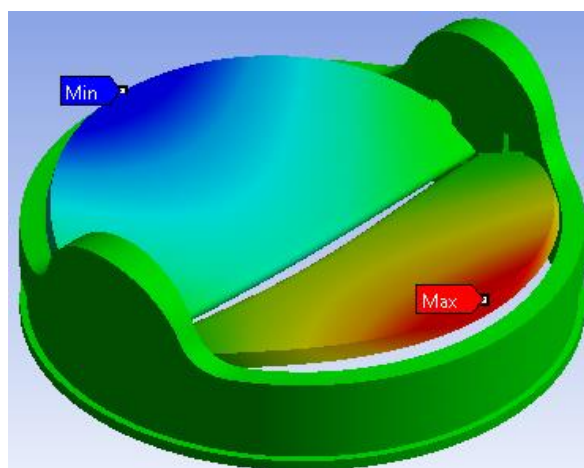
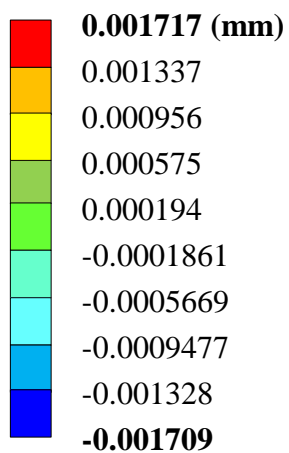


Figura V.30.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

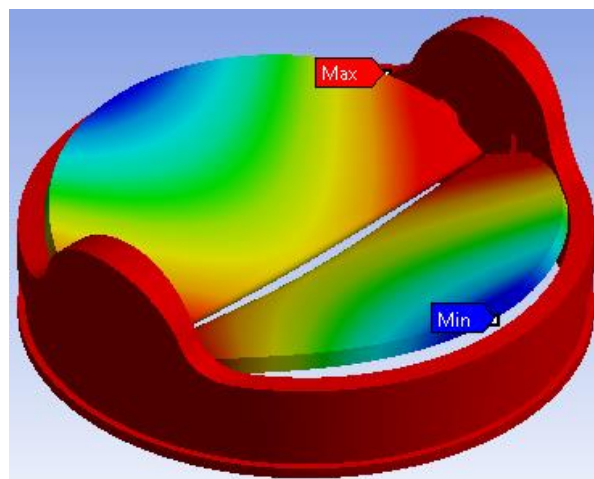
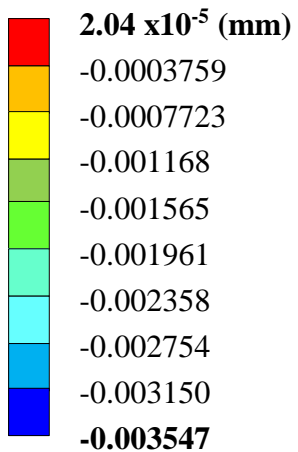


Figura V.31.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

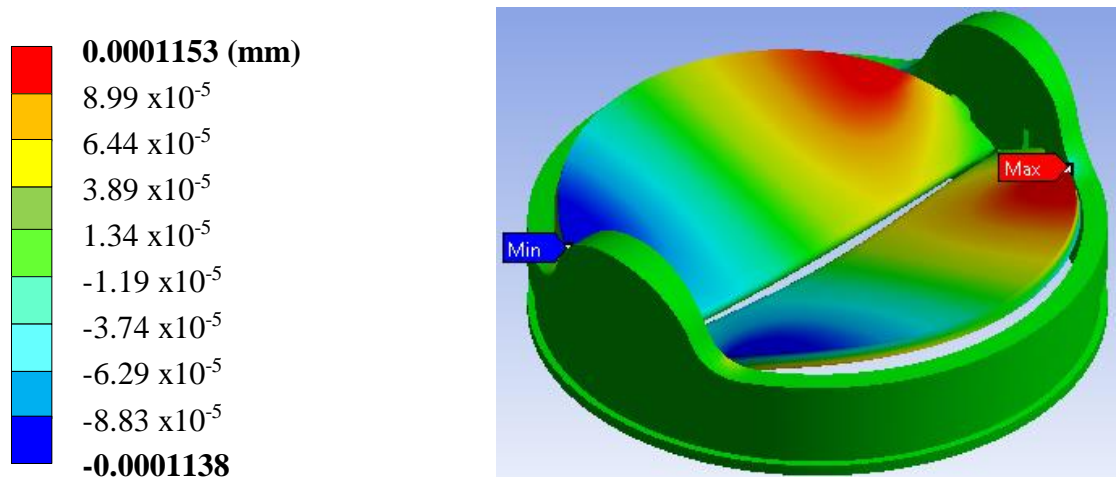


Figura V.32.- Segundo caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

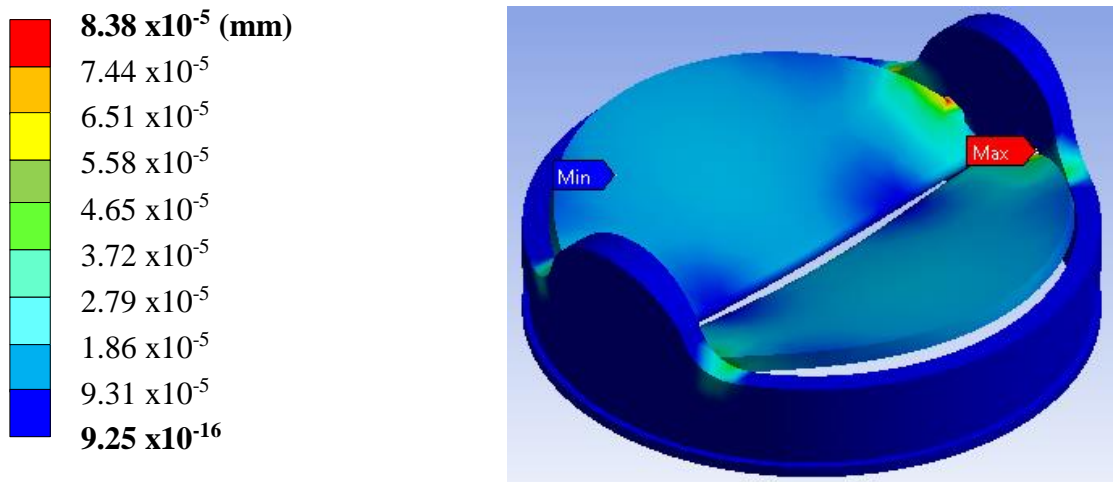


Figura V.33.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria total general

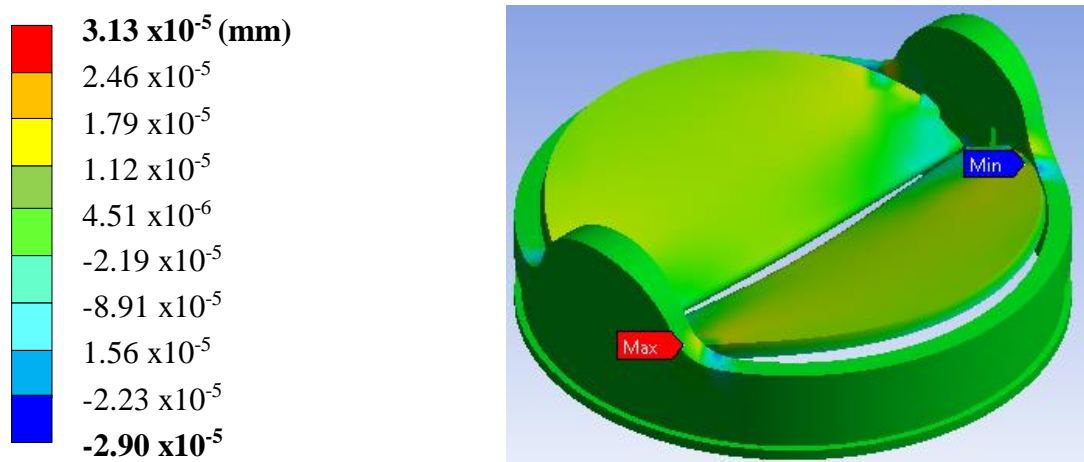


Figura V.34.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

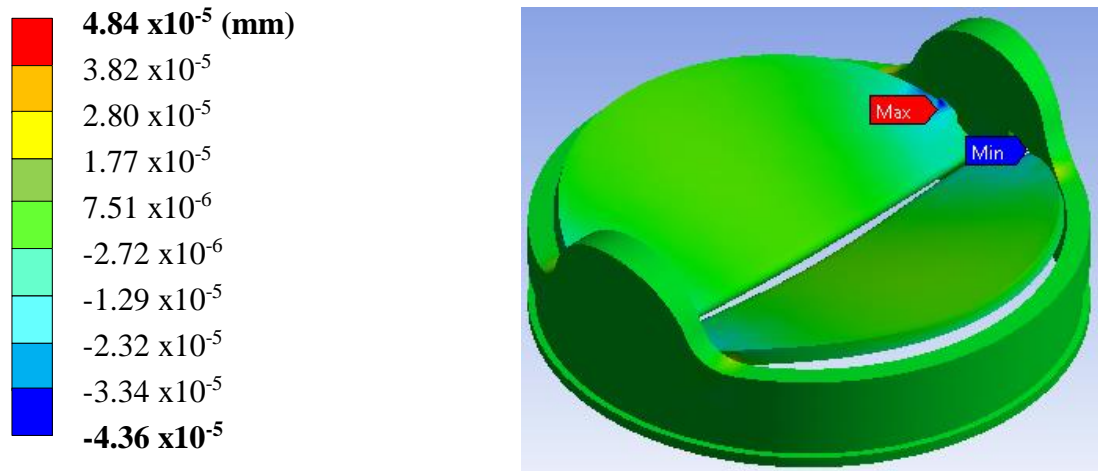


Figura V.35.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

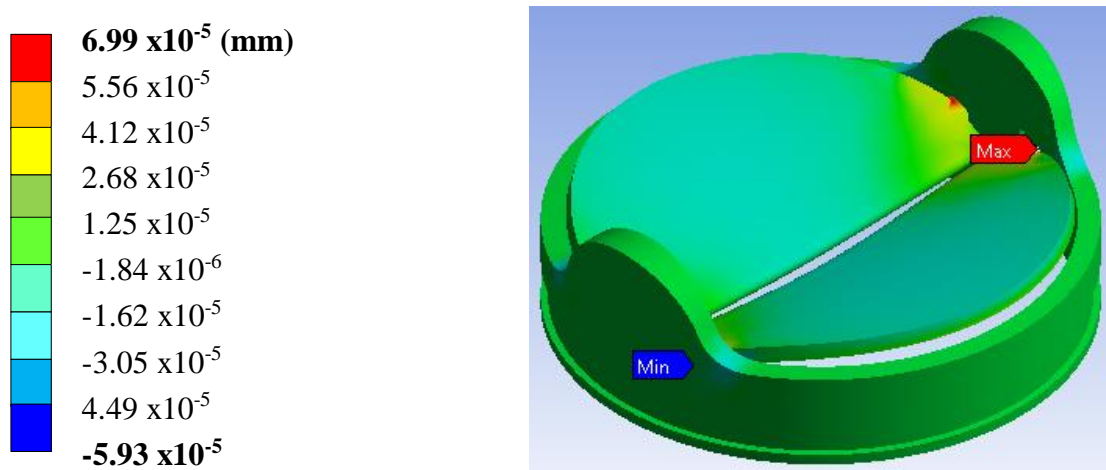


Figura V.36.- Segundo caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

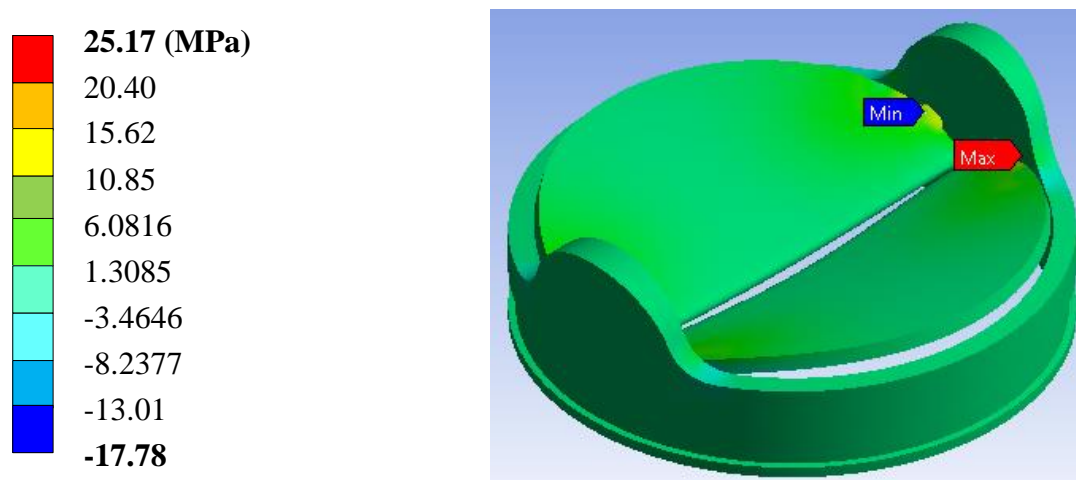


Figura V.37.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

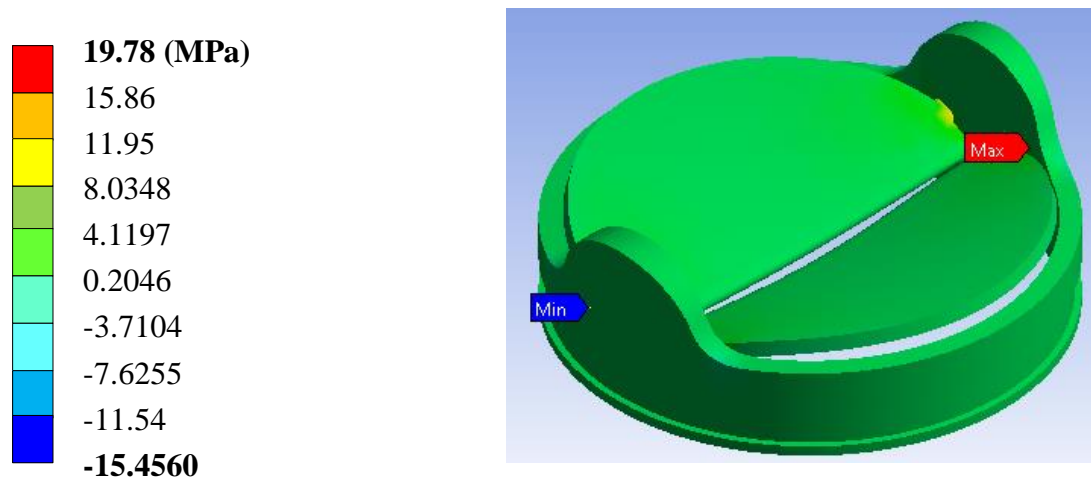


Figura V.38.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

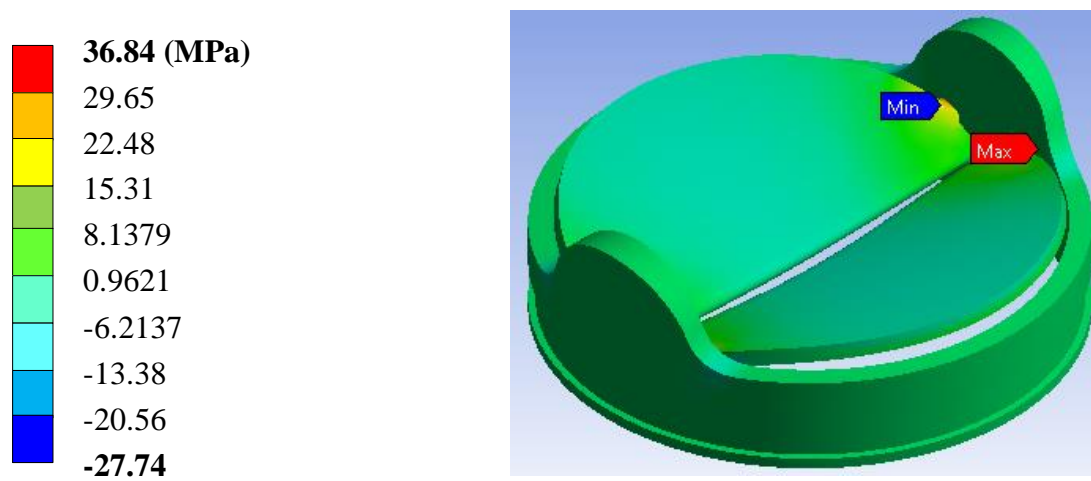


Figura V.39.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

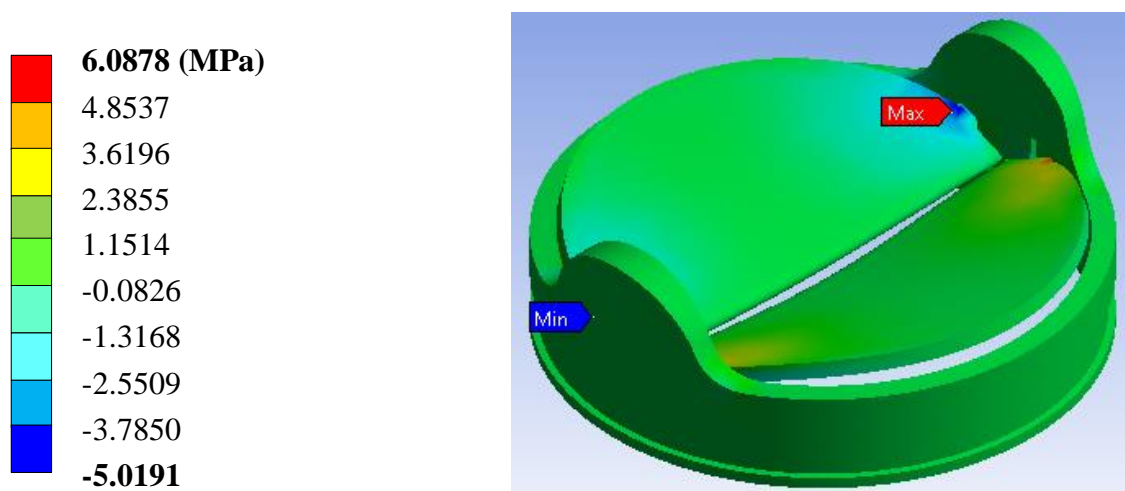


Figura V.40.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

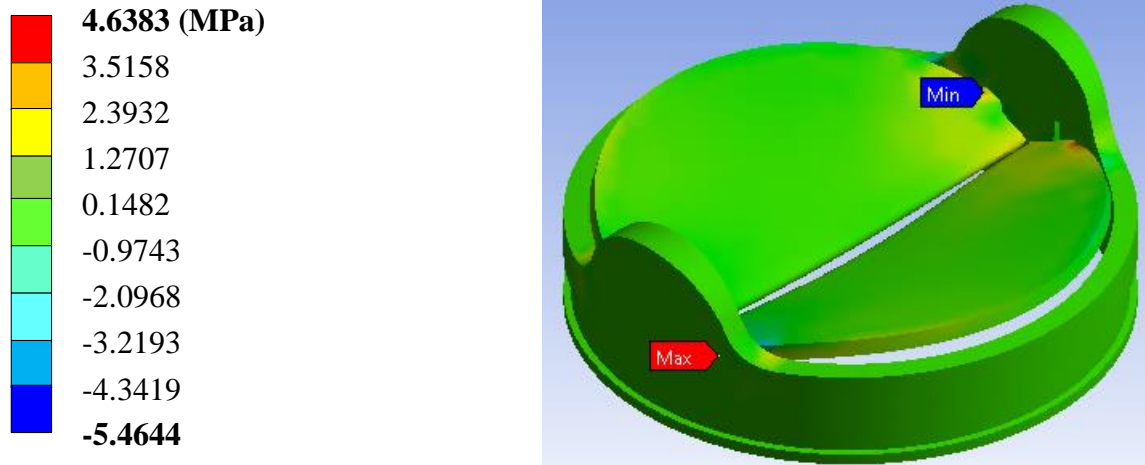


Figura V.41.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

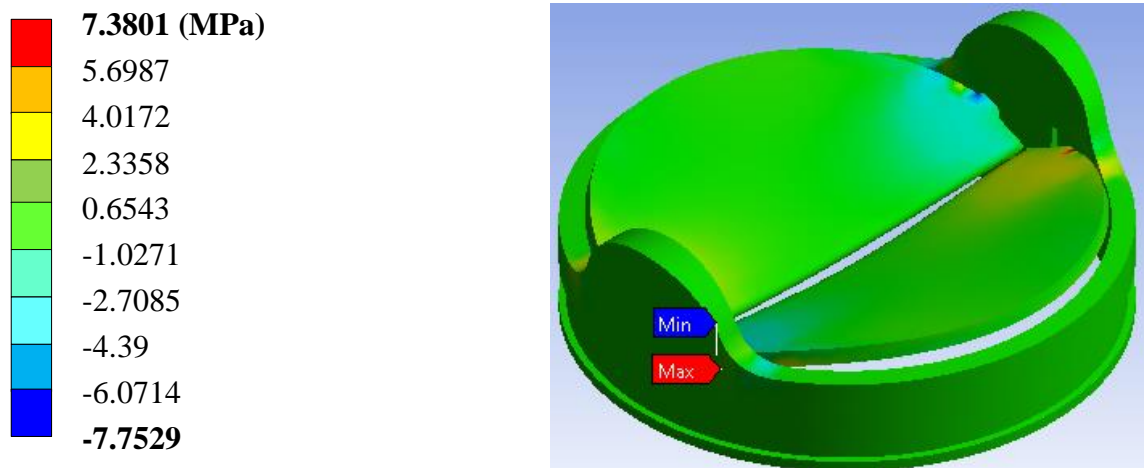


Figura V.42.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

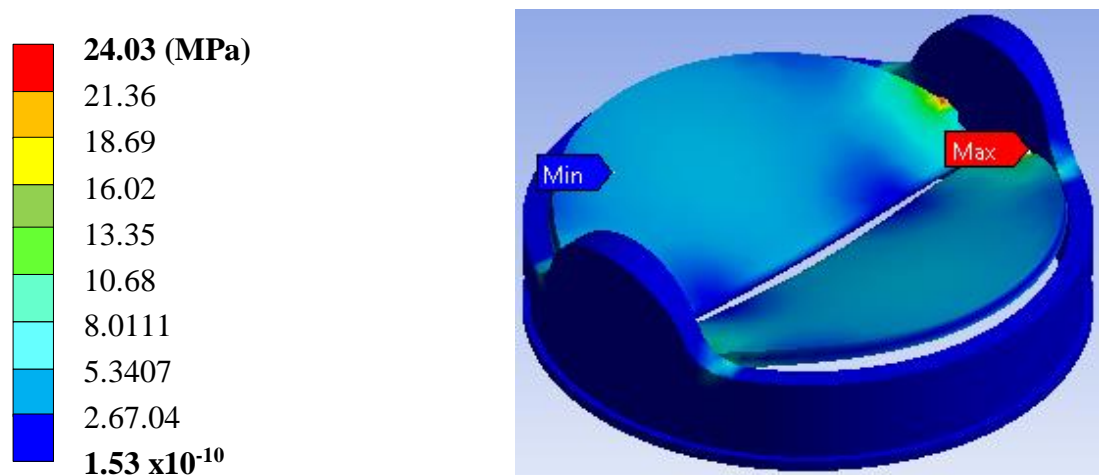


Figura V.43.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

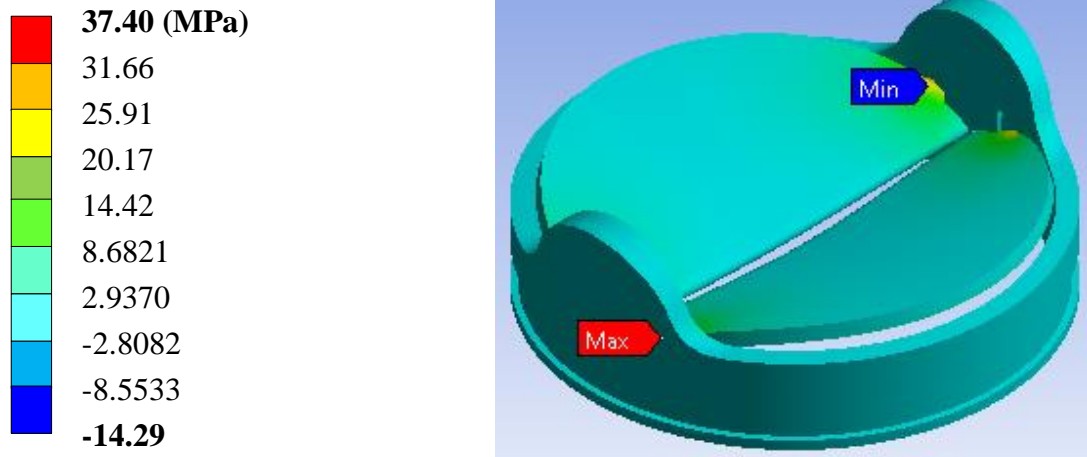


Figura V.44.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

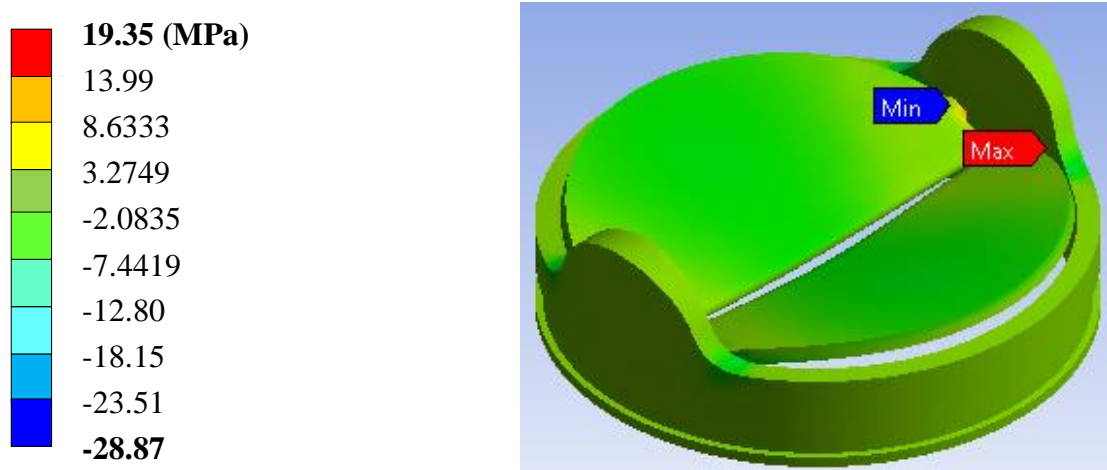


Figura V.45.- Segundo caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

V.4.3.- Tercer caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado diástole con acero inoxidable de base y valvas de polimetacrilato de metilo

Se le aplica una presión de 11000 Pa (0.011 MPa) que es la presión que se ejerce en el punto de diástole. Es la presión mínima para este estudio donde las valvas se encuentran abiertas con un ángulo de 85°, de igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores, (Figura V.46). Posteriormente, se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

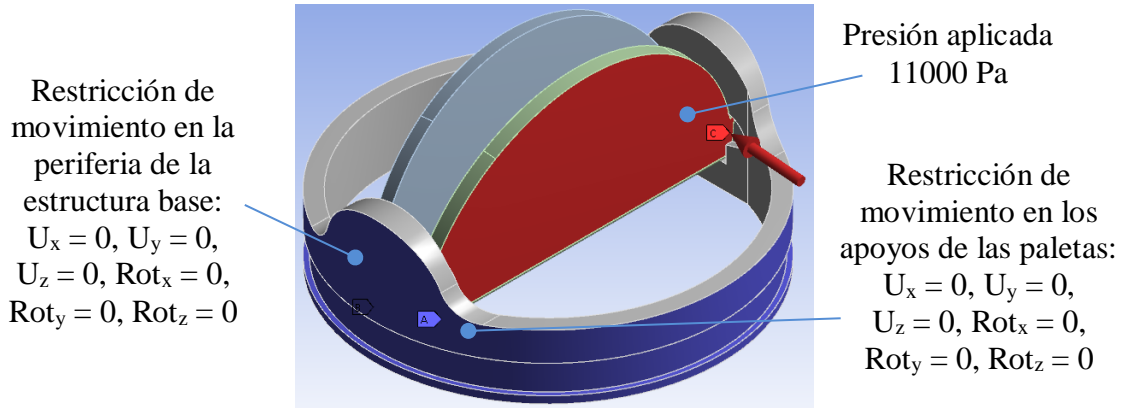


Figura V.46.- Tercer caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

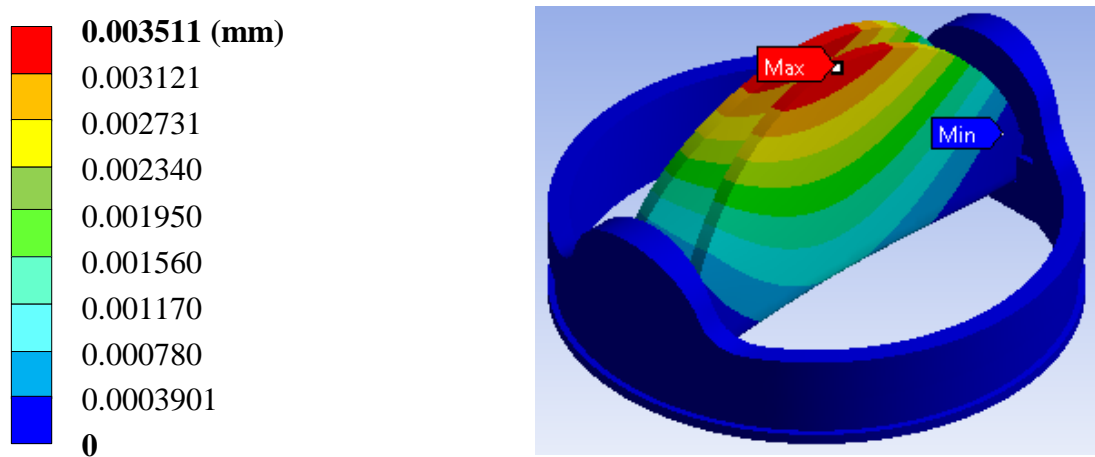


Figura V.47.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

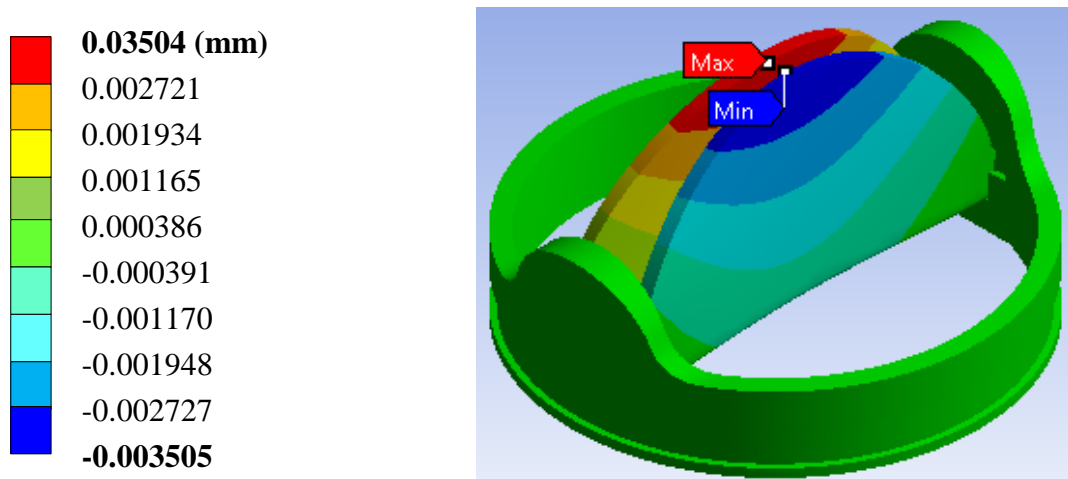


Figura V.48.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

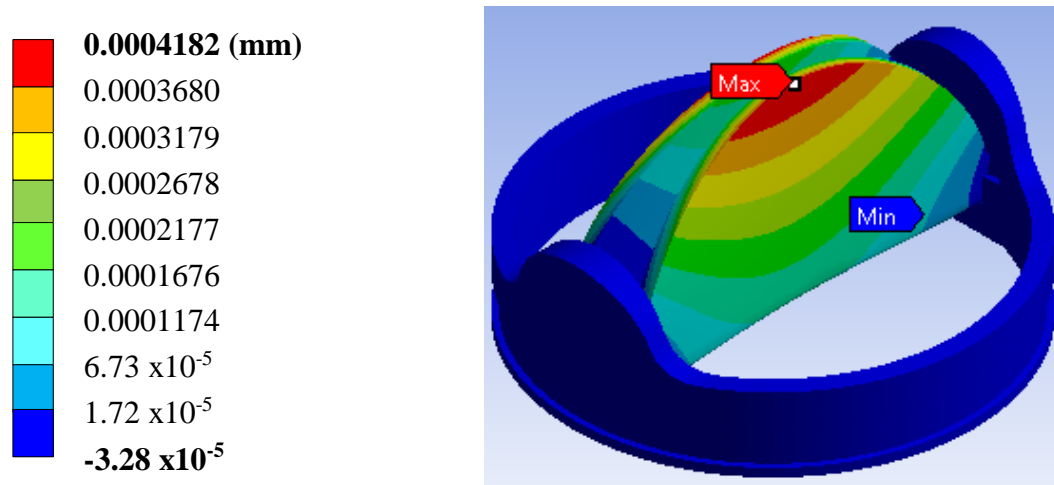


Figura V.49.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

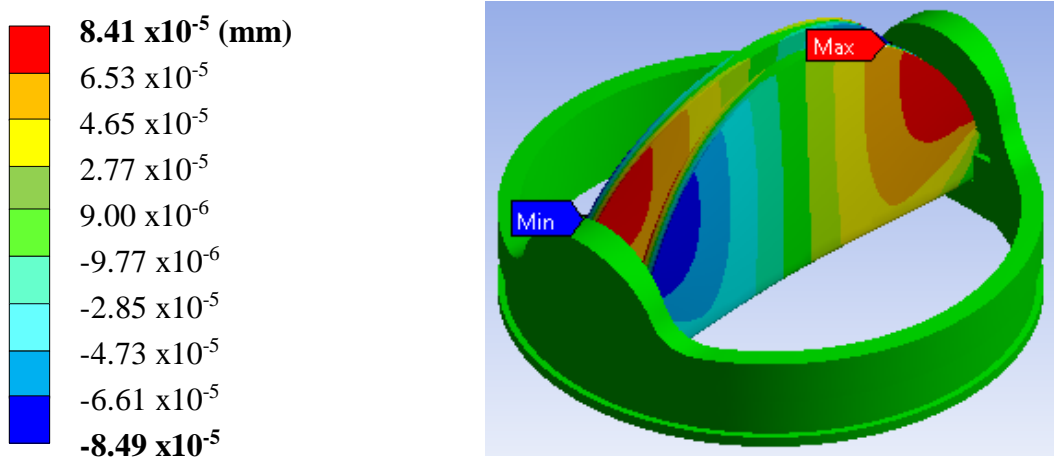


Figura V.50.- Tercer caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

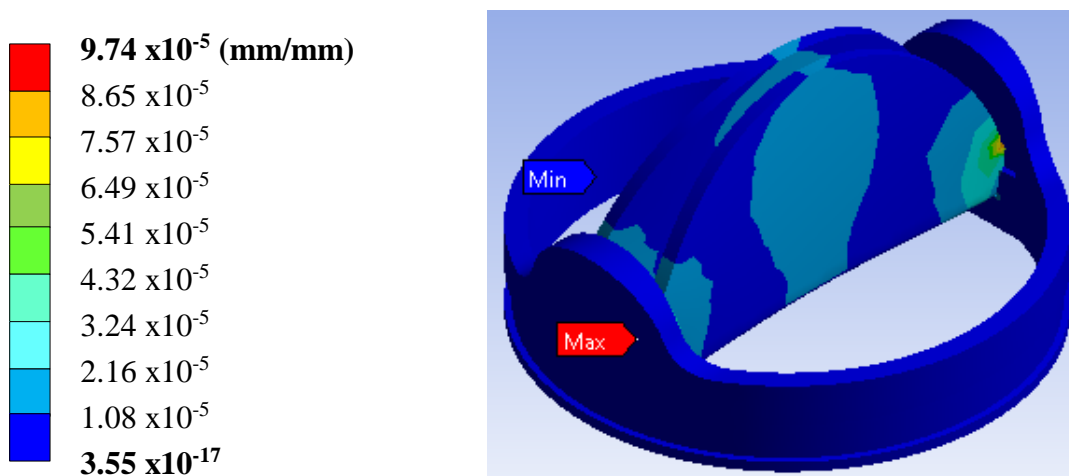


Figura V.51.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria total general

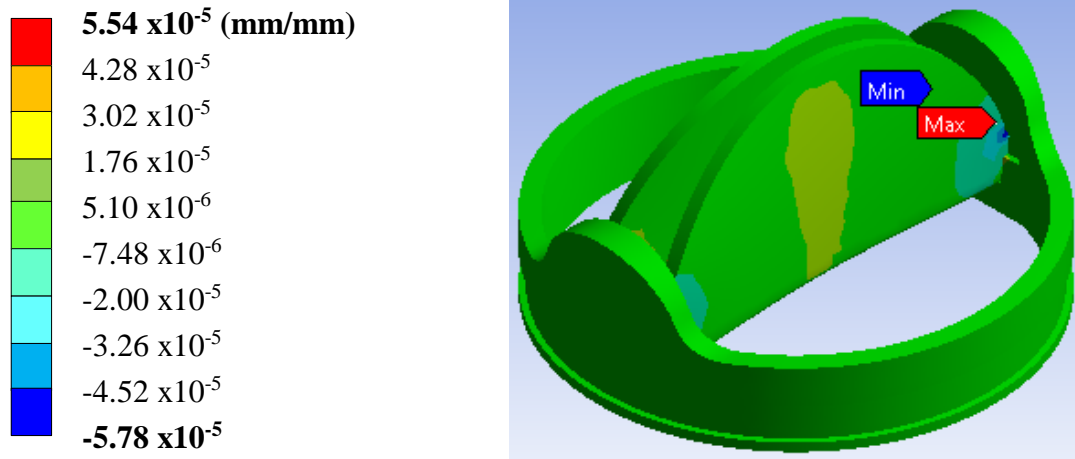


Figura V.52.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

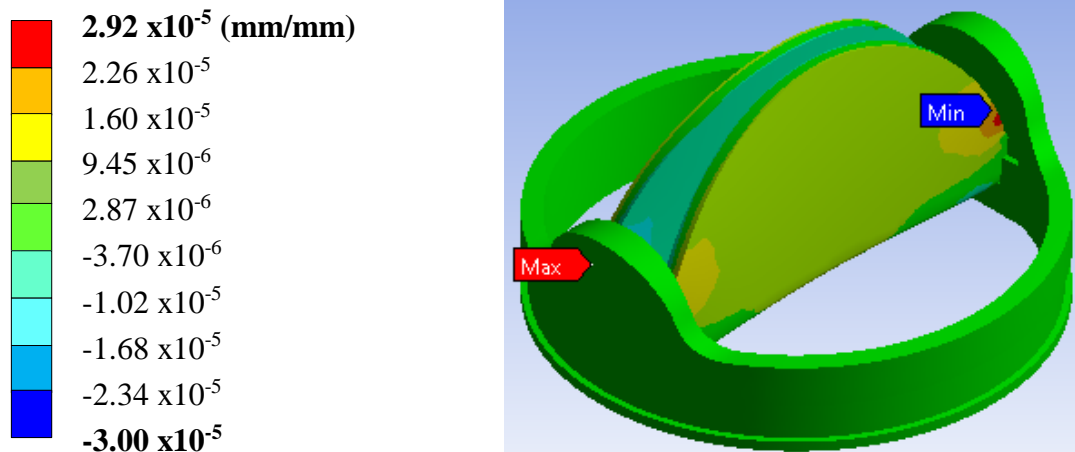


Figura V.53.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

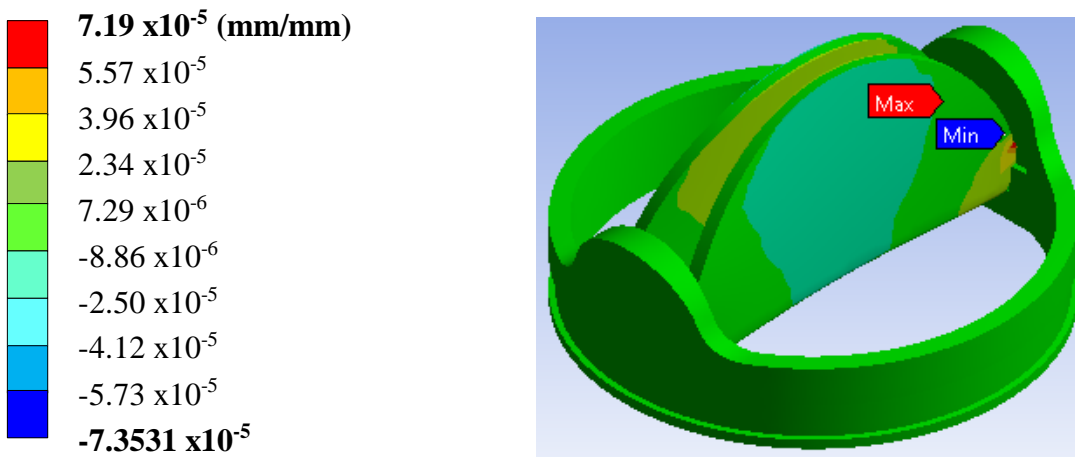


Figura V.54.- Tercer caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

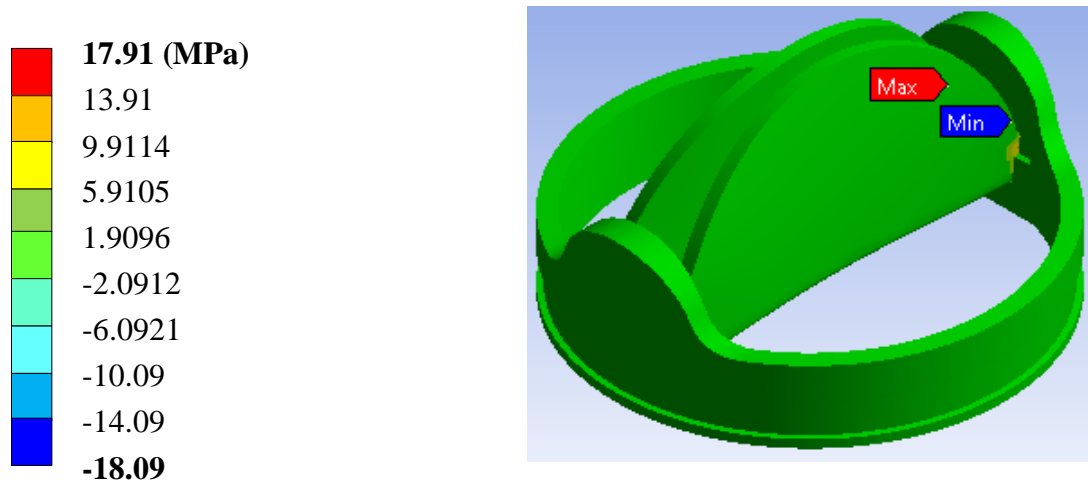


Figura V.55.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

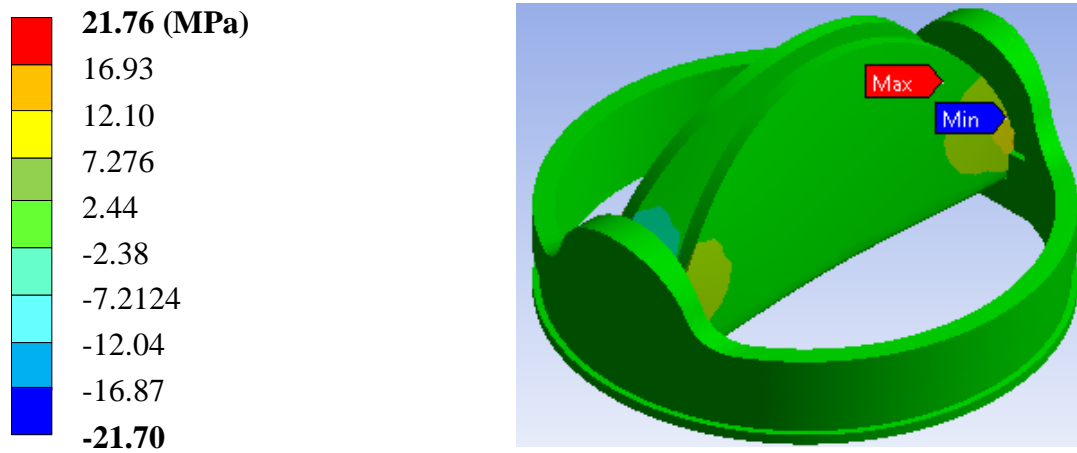


Figura V.56.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

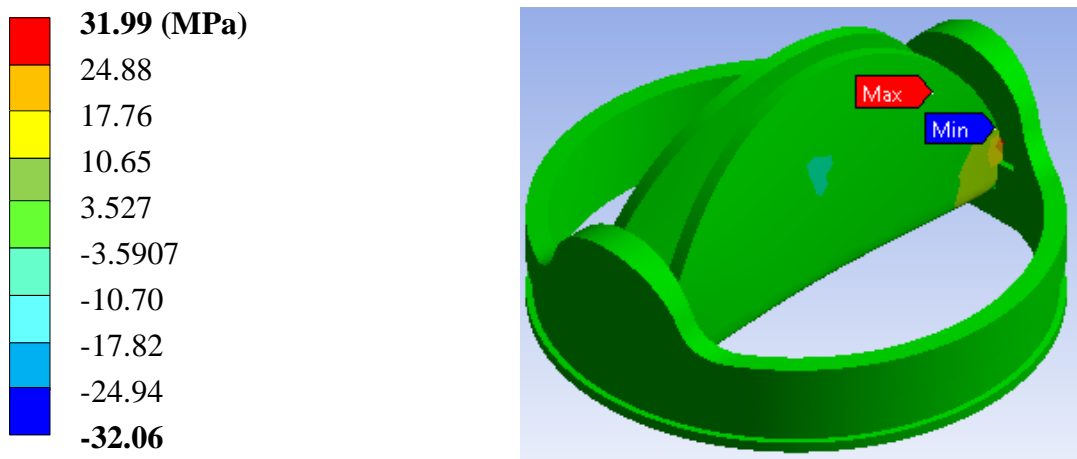


Figura V.57.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

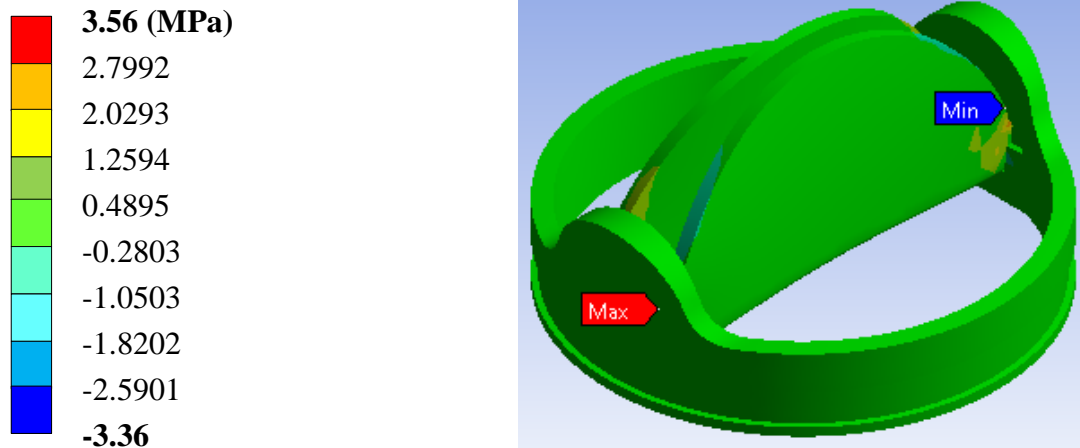


Figura V.58.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

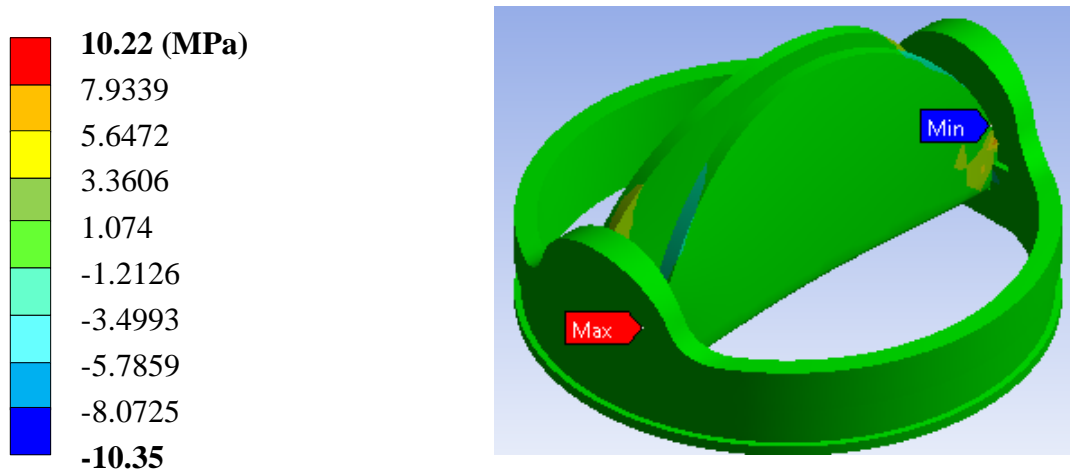


Figura V.59.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

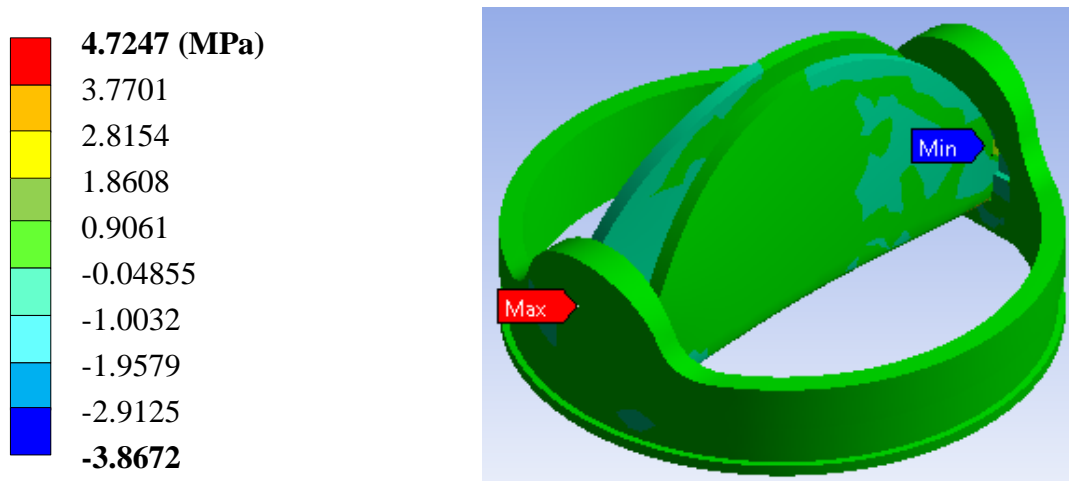


Figura V.60.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

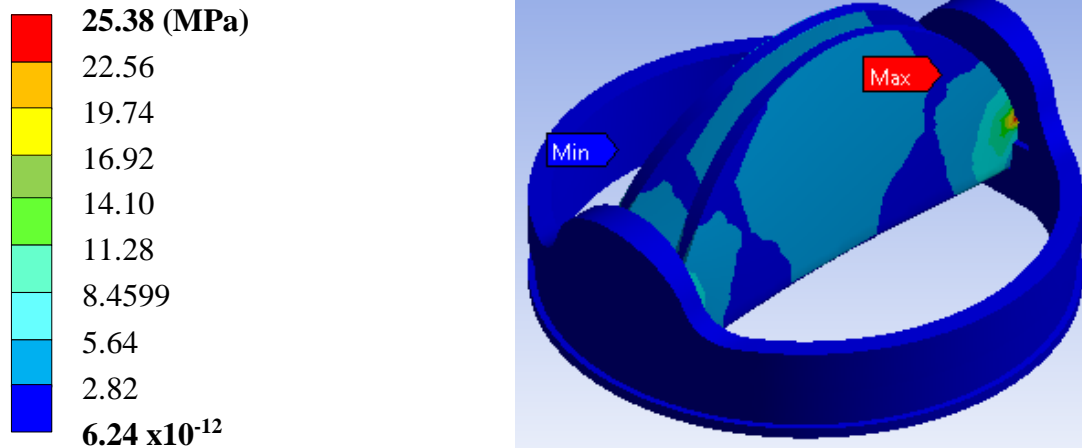


Figura V.61.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo de teoría de falla de *Von Mises*

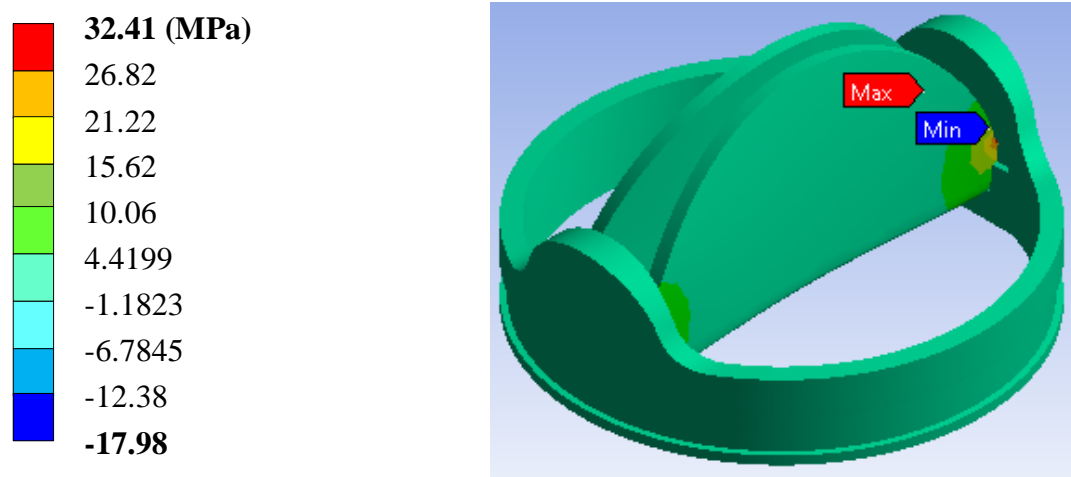


Figura V.62.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

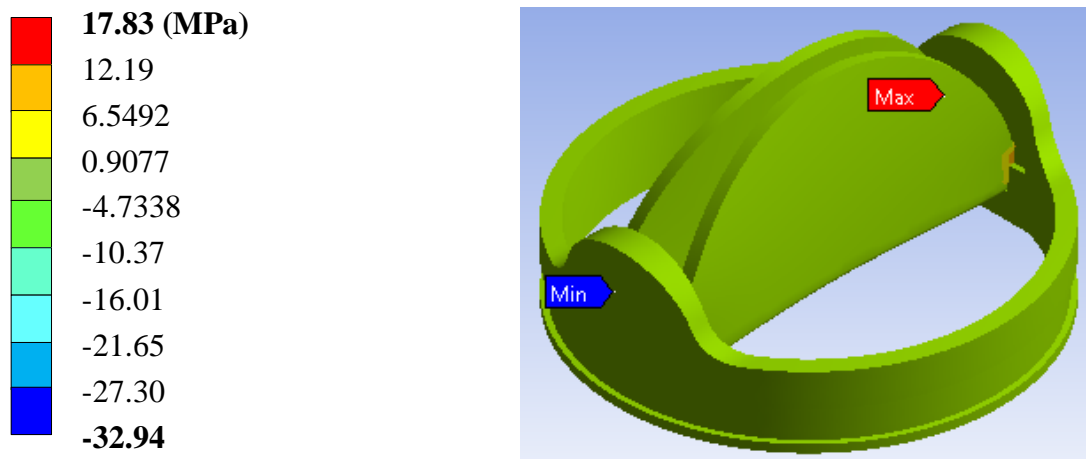


Figura V.63.- Tercer caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

V.4.4.- Cuarto caso de estudio; Nueva prótesis de 23 mm con paletas a 85° en estado sístole con acero inoxidable de base y valvas de polimetacrilato de metilo

Se aplica las presiones correspondientes a las valvas que son de 16000 Pa (0.016 MPa), la apertura de las valvas es de 85° ya que se encuentra en estado de sístole o descarga. Este análisis es el de mayor presión en estado sistólico, la base de las valvas sigue con restricción en todos sus ejes. De igual manera se aplican las condiciones de frontera que los casos anteriores (Figura V.68). Al aplicar la presión de 16000 Pa. Posteriormente se presentan los resultados obtenidos, para estar en posibilidad de realizar un análisis estructural del componente establecido con modelo en el programa computacional de Método de Elemento Finito. Los resultados que se presentan son; desplazamiento, deformaciones unitarias y diversos tipos de esfuerzos.

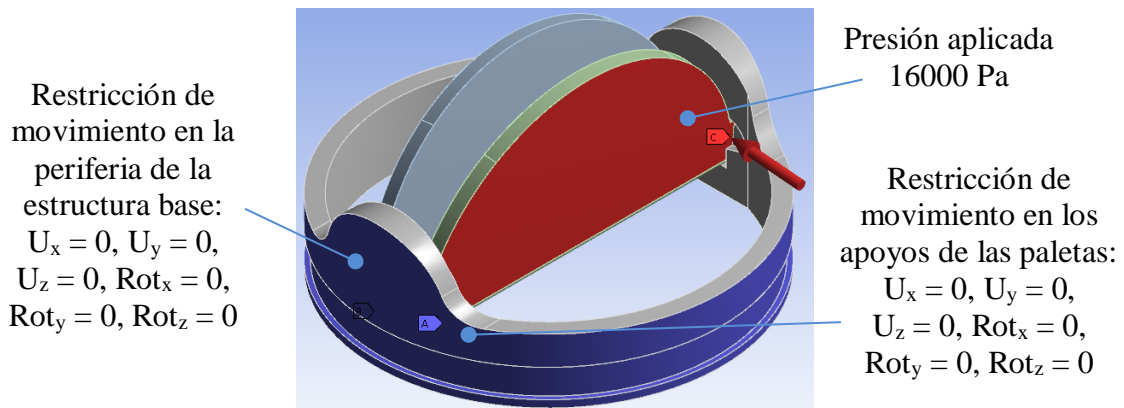


Figura V.64.- Cuarto caso de estudio; Aplicación de presión y condiciones de frontera

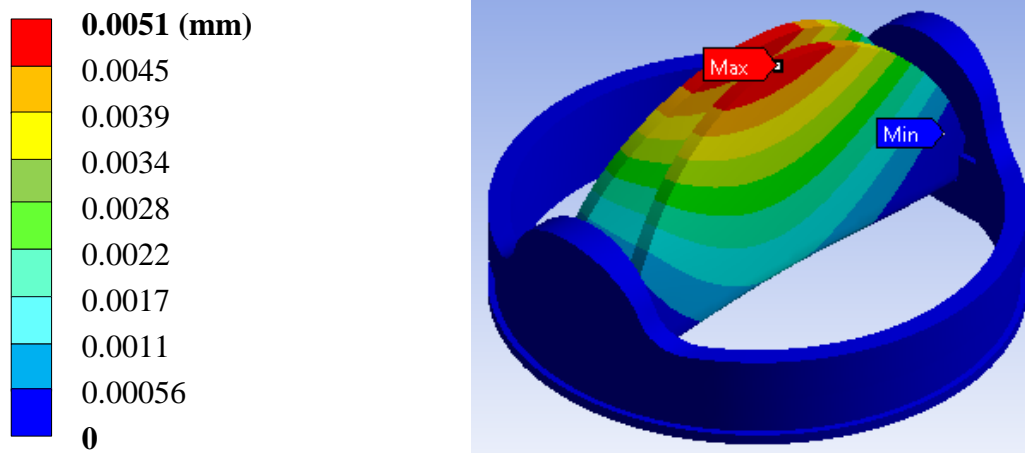


Figura V.65.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento total general en la prótesis

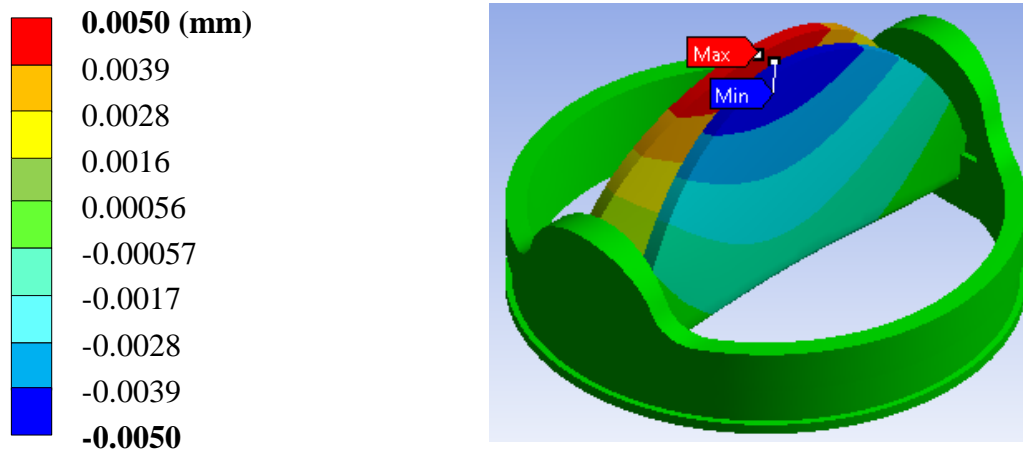


Figura V.66.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje X

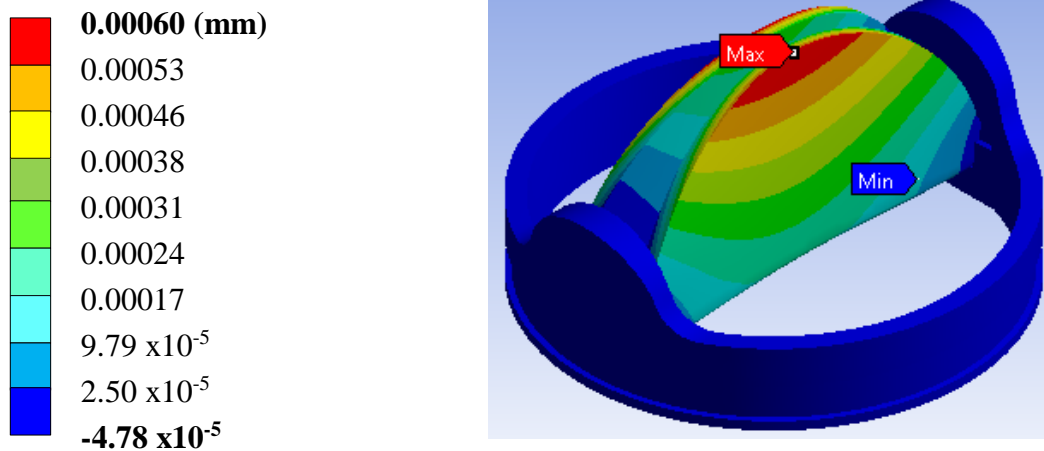


Figura V.67.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Y

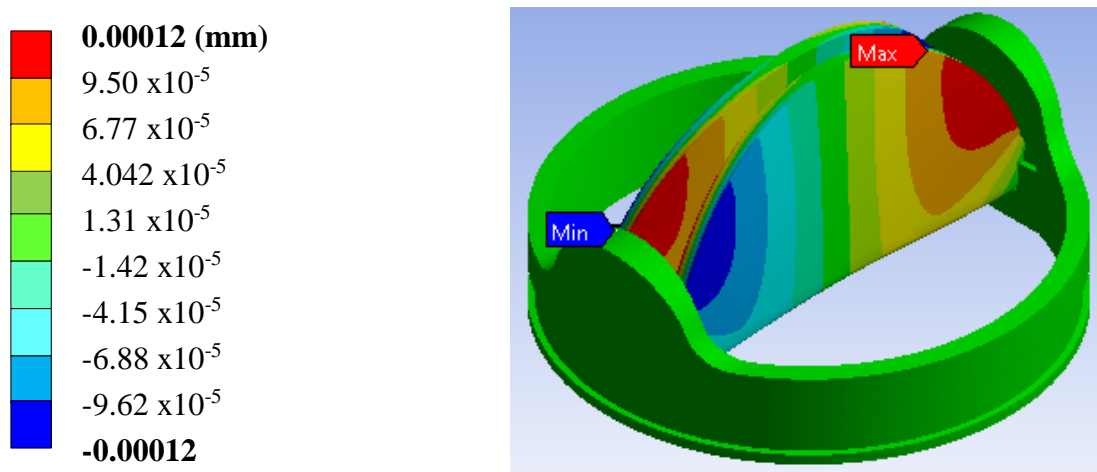


Figura V.68.- Cuarto caso de estudio; Desplazamiento en el eje Z

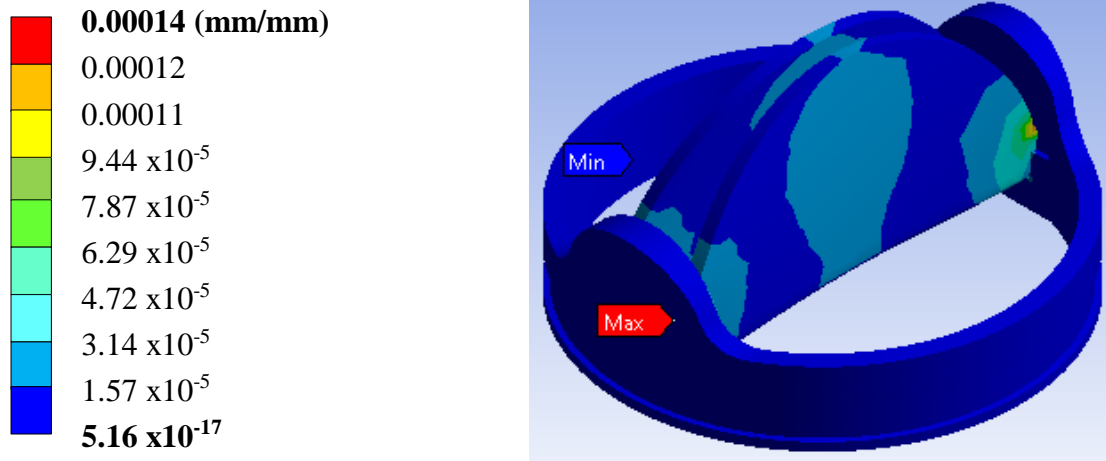


Figura V.69.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria total general

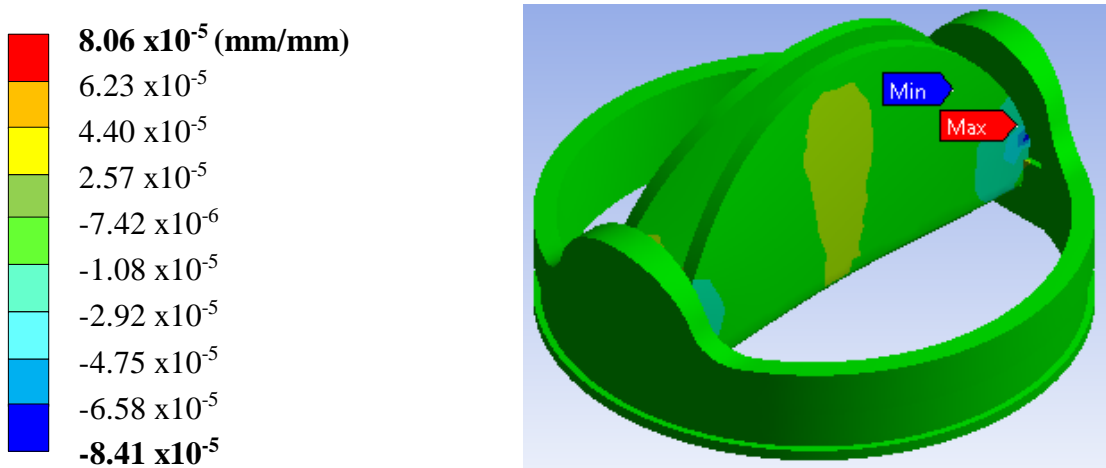


Figura V.70- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje X

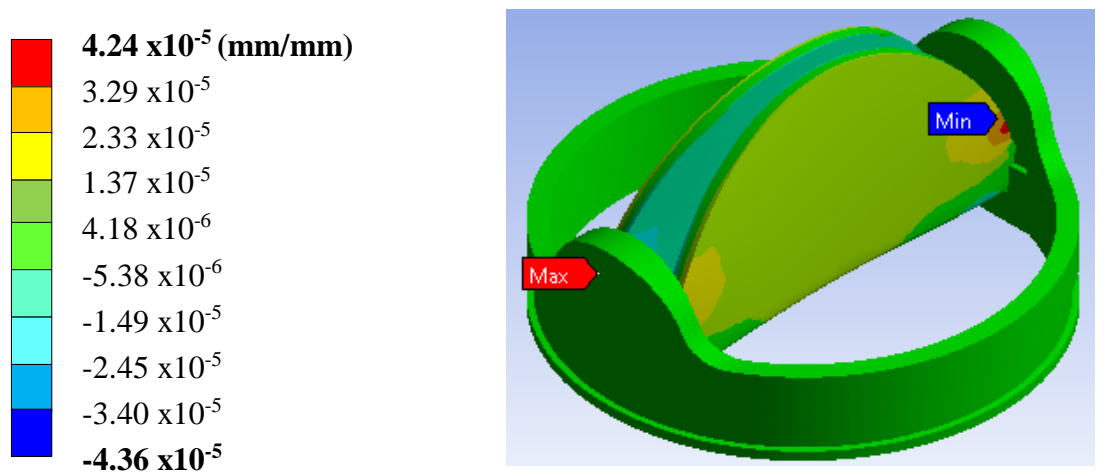


Figura V.71.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Y

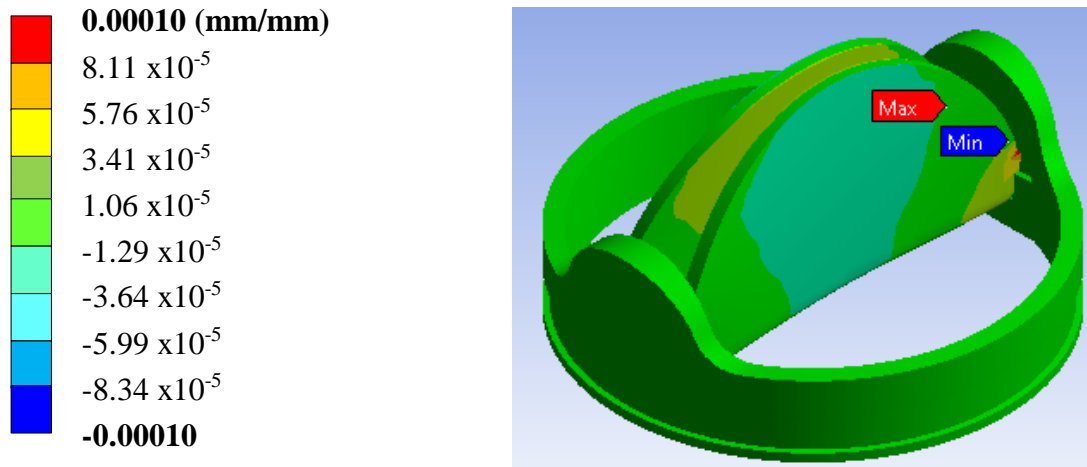


Figura V.72.- Cuarto caso de estudio; Deformación unitaria en el eje Z

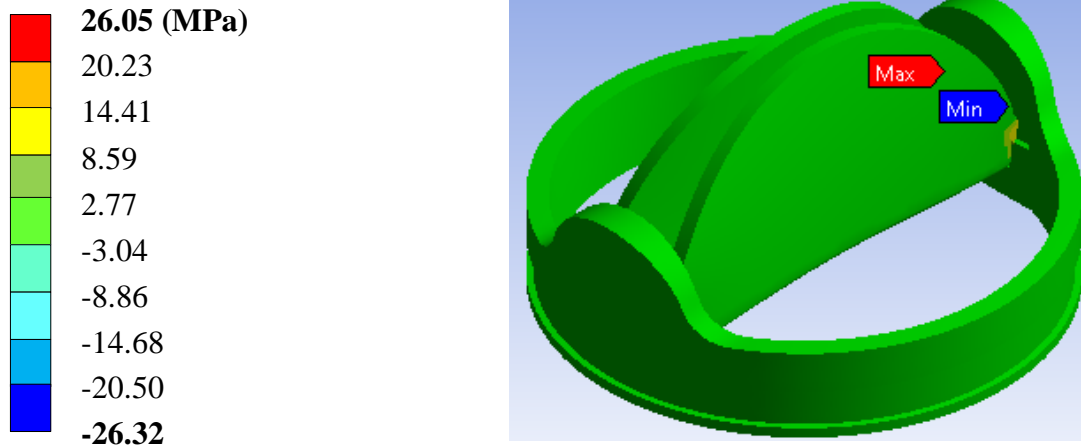


Figura V.73.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje X

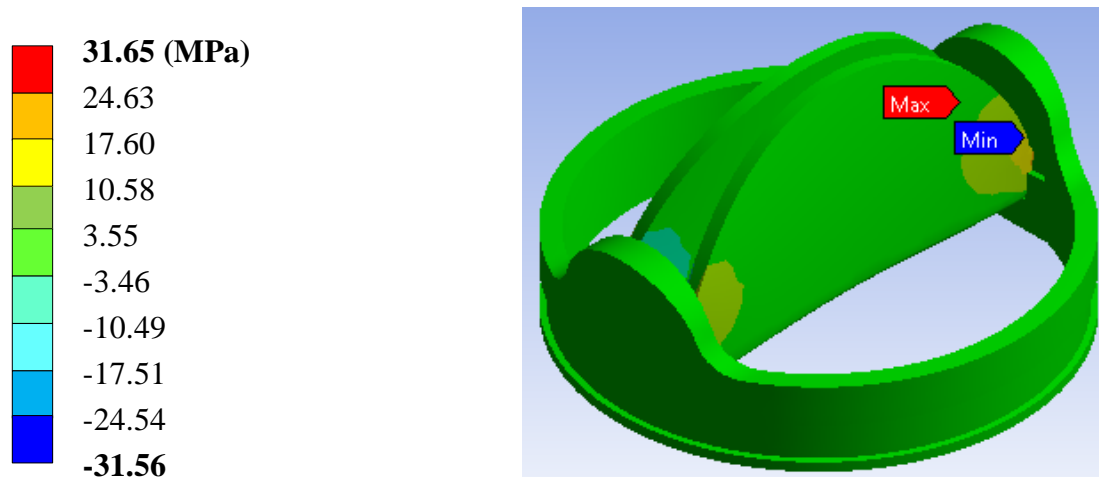


Figura V.74.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Y

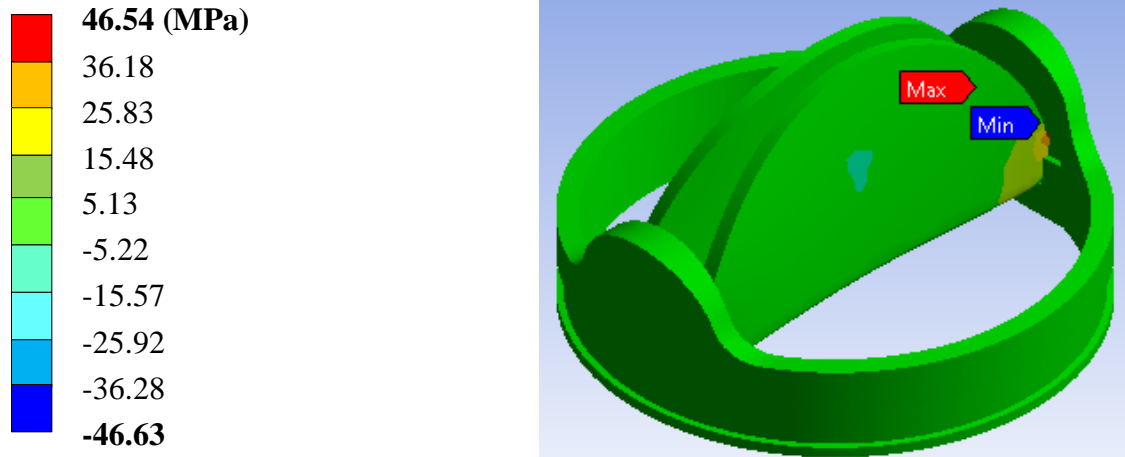


Figura V.75.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo nominal en el eje Z

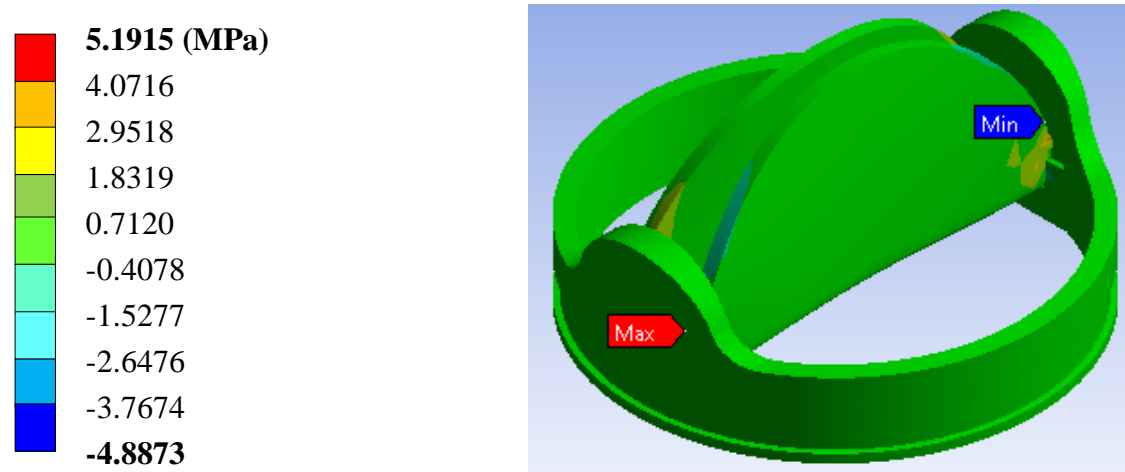


Figura V.76.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XY

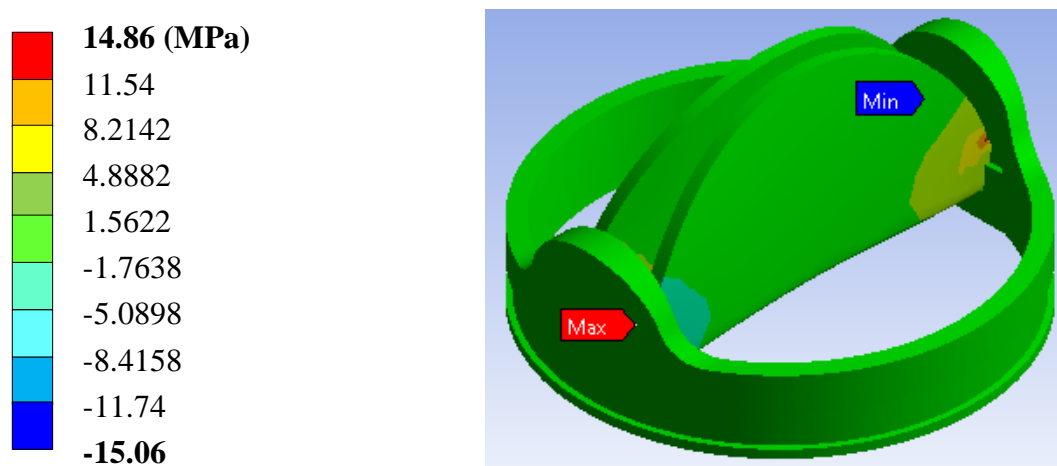


Figura V.77.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano YZ

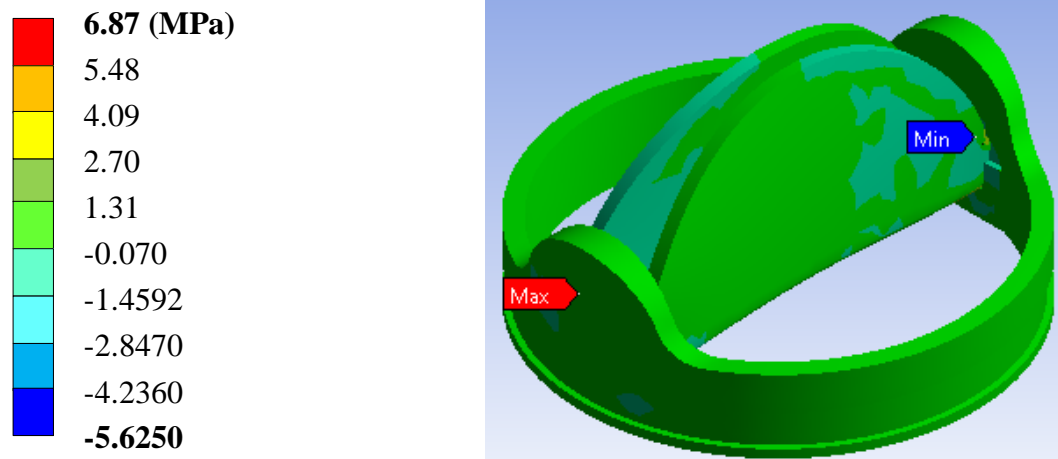


Figura V.78.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo cortante en el plano XZ

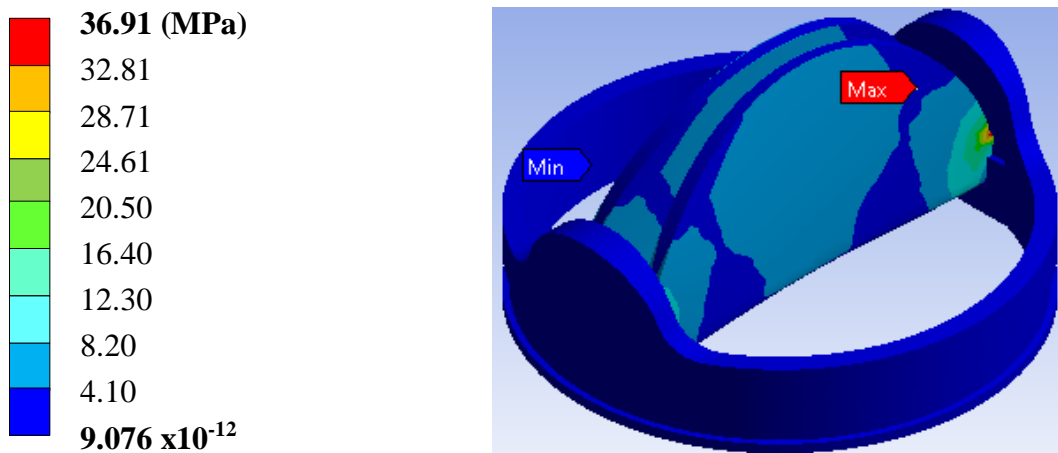


Figura V.79.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo de teoria de falla de *Von Mises*

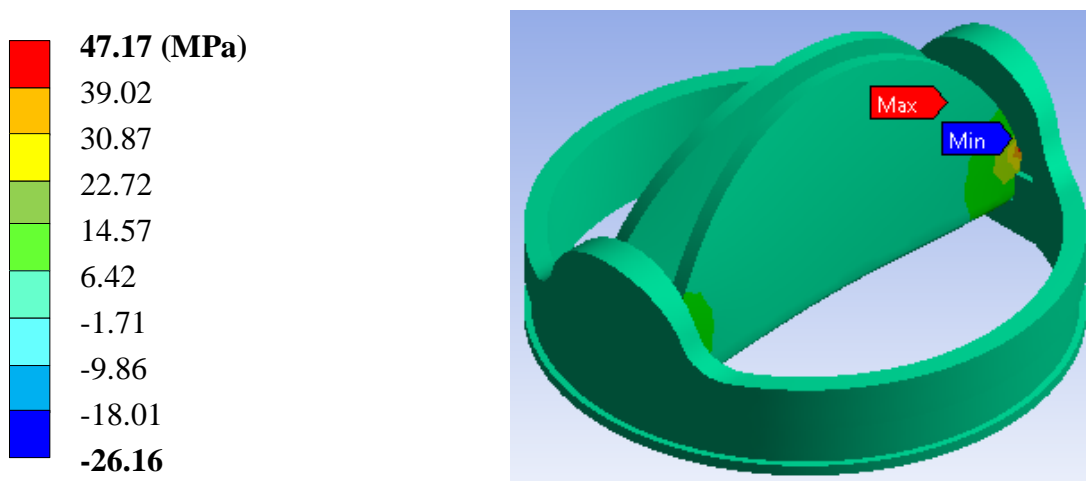


Figura V.80.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal máximo

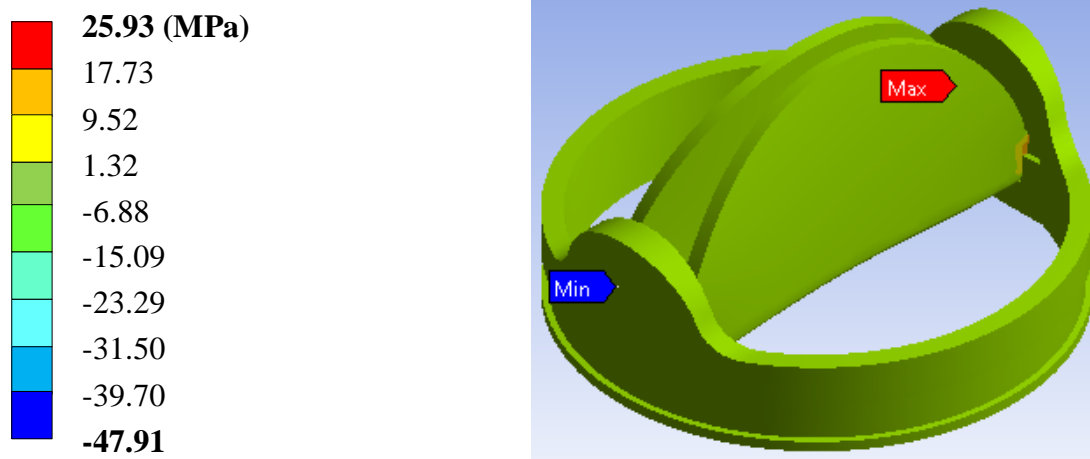


Figura V.81.- Cuarto caso de estudio; Esfuerzo principal mínimo

Tabla V.6.- Resultados de los análisis numéricos

Valor	1er. Caso		2do. Caso		3er. Caso		4to. Caso	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Desplazamiento total (mm)	0.0026	0	0.0038	0	0.0035	0	0.0051	0
Desplazamiento en eje x (mm)	0.0011	-0.0011	0.0017	-0.0017	0.0035	-0.0035	0.0050	-0.0050
Desplazamiento en eje y (mm)	1.40×10^{-5}	-0.0024	2.04×10^{-5}	-0.0035	0.00041	-3.28×10^{-5}	0.00060	-4.78×10^{-5}
Desplazamiento en eje z (mm)	7.93×10^{-5}	-7.82×10^{-5}	0.00011	-0.00011	8.41×10^{-5}	-8.49×10^{-5}	0.00012	-0.00012
Deformación unitaria total	5.76×10^{-5}	6.36×10^{-16}	8.38×10^{-5}	9.25×10^{-16}	9.74×10^{-5}	3.55×10^{-17}	0.00014	5.16×10^{-17}

Deformación unitaria eje x	2.15×10^{-5}	-1.99×10^{-5}	3.13×10^{-5}	-2.90×10^{-5}	5.54×10^{-5}	-5.78×10^{-5}	8.06×10^{-5}	-8.41×10^{-5}
Deformación unitaria eje y	3.33×10^{-5}	3.00×10^{-5}	4.84×10^{-5}	-4.36×10^{-5}	2.92×10^{-5}	-3.00×10^{-5}	4.24×10^{-5}	-4.36×10^{-5}
Deformación unitaria eje z	4.81×10^{-5}	-4.07×10^{-5}	6.99×10^{-5}	-5.93×10^{-5}	7.19×10^{-5}	-7.35×10^{-5}	0.00010	-0.00010
Esfuerzo nominal eje x (MPa)	17.30	-12.22	25.17	-17.78	17.91	-18.09	26.05	-26.32
Esfuerzo nominal eje y (MPa)	13.59	-10.62	19.78	-15.45	21.76	-21.70	31.65	-35.56
Esfuerzo nominal eje z (MPa)	25.32	-19.07	36.84	-27.74	31.99	-32.06	46.54	-46.63
Esfuerzo cortante plano xy (MPa)	4.18	-3.45	6.08	-5.01	3.56	-3.36	5.19	-4.88
Esfuerzo cortante plano yz (MPa)	3.18	-3.75	4.63	-5.46	10.22	-10.35	14.86	-15.06
Esfuerzo cortante plano xz (MPa)	5.07	-5.33	7.38	-7.75	4.72	-3.86	6.87	-5.62
Esfuerzo von Mises (MPa)	16.52	1.05×10^{-10}	24.03	1.53×10^{-10}	25.38	-6.24×10^{-12}	36.91	9.07×10^{-12}
Esfuerzo principal máximo (MPa)	16.52	1.05×10^{-10}	37.40	-14.29	32.41	-17.98	47.17	-26.16
Esfuerzo principal	13.30	-19.85	19.35	-28.87	17.83	-32.94	25.93	-47.91

mínimo (MPa)								
-----------------	--	--	--	--	--	--	--	--

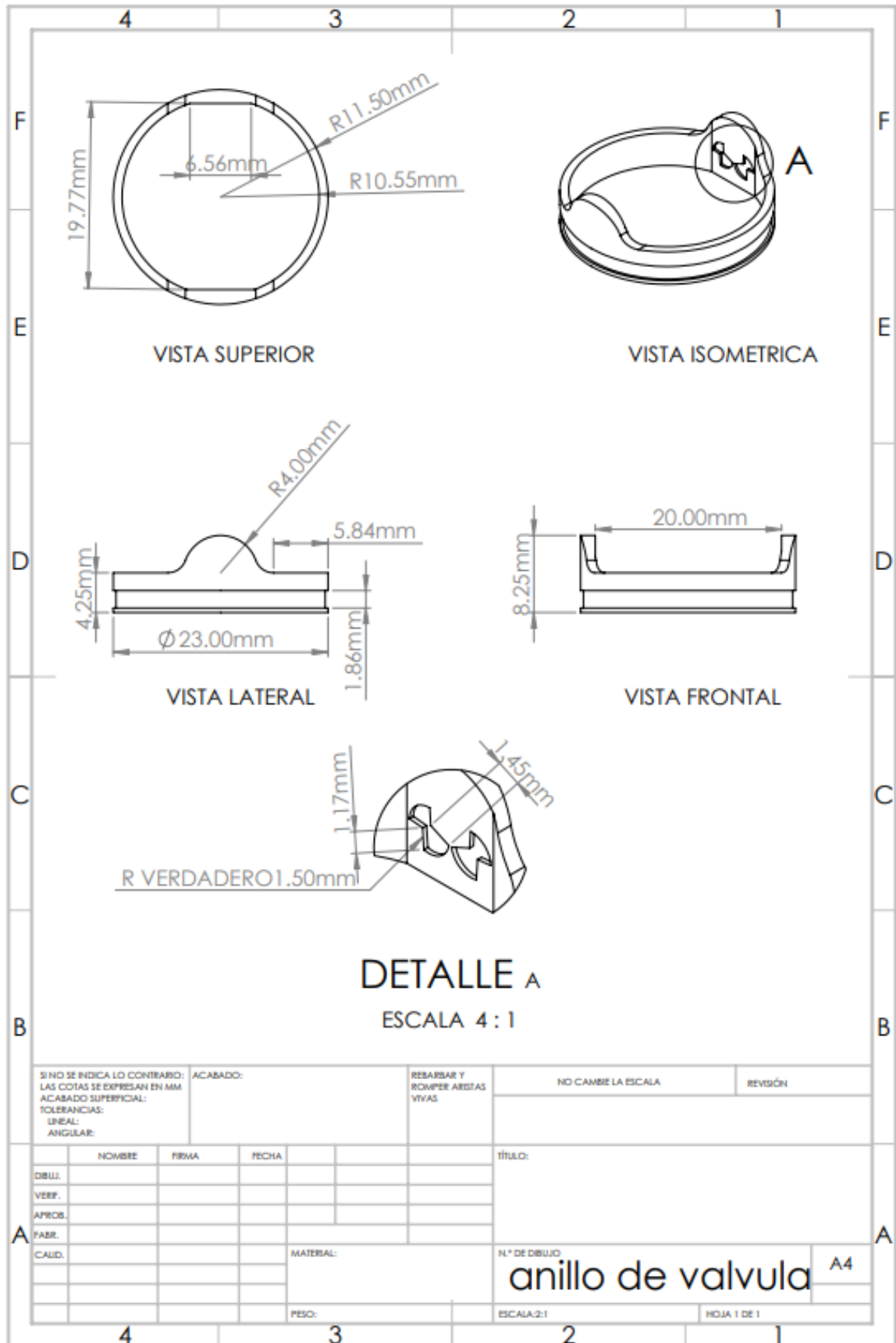
V.5.- Sumario

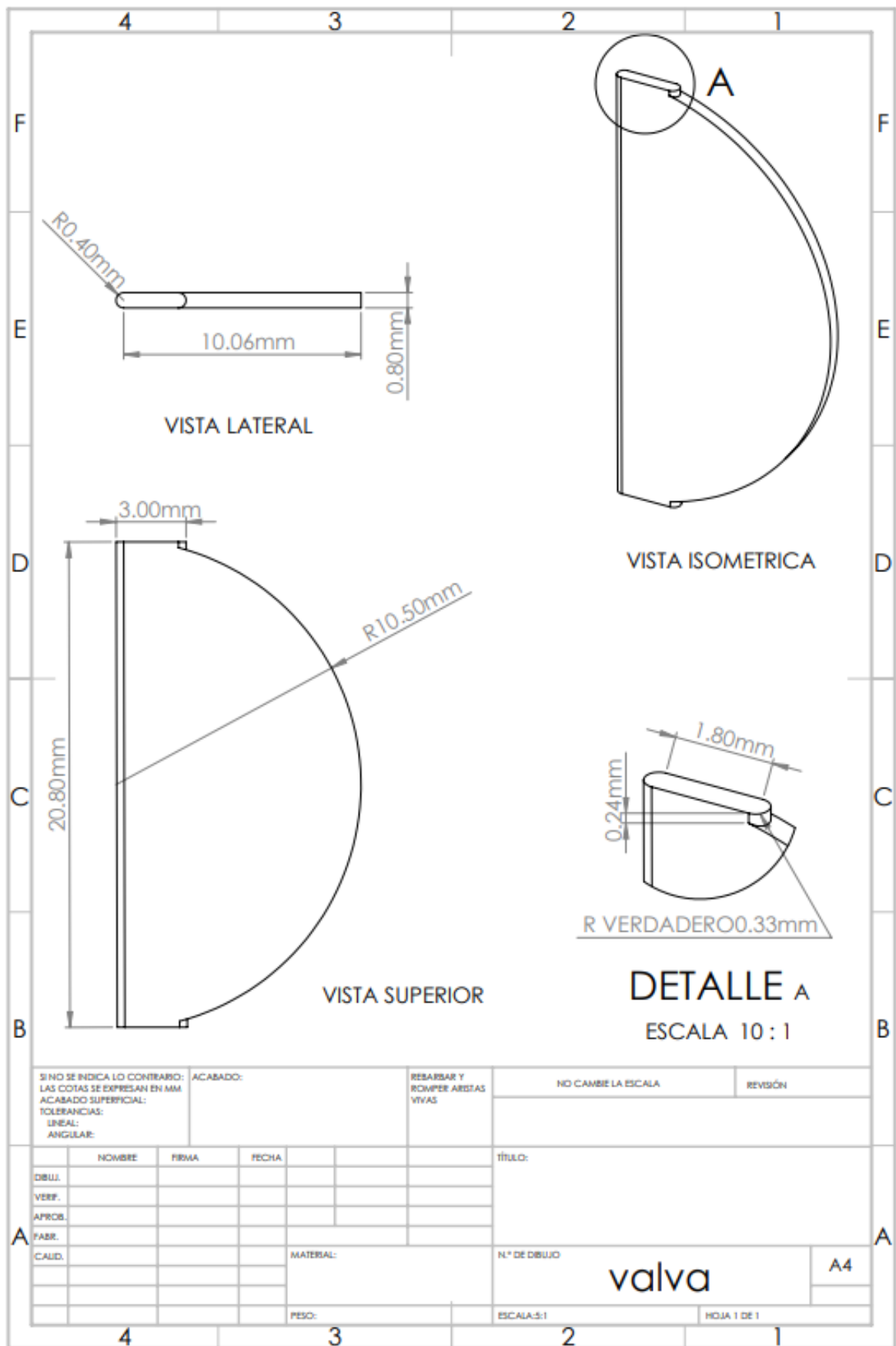
Se realizó en análisis utilizando otros materiales distintos aplicados al mismo diseño del anillo como de las valvas, los resultados cambiaron con respecto al análisis anterior, se aprecia que al utilizar el Acero inoxidable como base para valvas en combinación con el PMMA en las valvas hacen un es un material resistente reduciendo el desplazamiento, con pocas deformaciones unitarias en los diferentes ejes, los esfuerzos nominales aumentaron sobre las válvula cardiaca con poca diferencia, este cambio se aplicaron en los cuatro casos de estudio que son las diferente posiciones en las cuales se encuentra abierta las valvas.

V.6.- Referencias

- 1.- Long, M. y Rack, H., Titanium alloys in total joint replacement a materials science perspective, *Biomaterials*, Vol. 19, pp 1621-1639, 1998.
- 2.- Kauffman, G. y Mayo, I., The story of Nitinol; The serendipitous discovery of the memory metal and its applications, *The Chemical Educator*, Vol. 2, No. 2, pp 1-21, 1997.
- 3.- Rosenberg, M., Guerrero, L., Vera, M. y Schvezov, C., Erosión de materiales para aplicaciones en prótesis de válvulas cardiacas, *ANALES AFA*, Vol. 24, No 2, pp 71-76, 2012.
- 4.- Maña, V., Valenti, J., Mestre, A. y Gilmur, F., *Aplicación y Caracterización Físico-Química de Varios Tratamientos Superficiales Realizados al Acero Inoxidable 316L para Aplicaciones Biomédicas*, Ed. Universidad Politécnica de Cataluña, pp 58-64, 2005.
- 5.- Gonzales, D., Castañeda, A., Esparza, S., López, L., Sáenz, A., Poli (metacrilato de metilo) un termoplástico biocompatible; Diversas aplicaciones, *Revista Iberoamericana de Polímeros*, Vol. 22, No 3, pp 140-146, 2021.

V.6.- Anexos





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:	RESARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN																								
<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>NOMBRE</th> <th>FIRMA</th> <th>FECHA</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DIBUJ.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>VERIF.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>APROB.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>FABR.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>CAUID.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>					NOMBRE	FIRMA	FECHA	DIBUJ.				VERIF.				APROB.				FABR.				CAUID.				TÍTULO:		
	NOMBRE	FIRMA	FECHA																											
DIBUJ.																														
VERIF.																														
APROB.																														
FABR.																														
CAUID.																														
MATERIAL:				N.º DE DIBUJO		A4																								
PESO:				ESCALA: 5:1		HOJA 1 DE 1																								

Conclusión

En esta investigación se realizó el diseño y análisis numérico de una válvula cardiaca que se encuentra en uso comercial, estas válvulas cardiacas en la actualidad son las más usadas en tratamientos quirúrgicos para reemplazo de válvulas.

Esta válvula está compuesta por dos materiales altamente biocompatibles, los materiales con los cuales está realizada esta válvula es de titanio puro para el arillo o base de las valvas y el carbón pirolítico empleado para las valvas, se realizó el análisis numérico mediante el método de elemento finito, en el cual se pudo observar de forma virtual los diferentes esfuerzos a las que fue sometida.

De acuerdo al análisis realizado se observó que en las valvas donde se realizó el punto de mayor presión solo hubo un desplazamiento muy pequeño y este fue en el extremo opuesto de la sujeción de las valvas que en cierto punto es lógico, las deformaciones unitarias y esfuerzos más grandes se concentraron en la parte de sujeción de las valvas, aunque lo más importante es que ningún de esos esfuerzos es crítico ya que le material tubo un buen factor de seguridad y demostró que el material está contemplado para soportar presiones más grandes.

En la primera propuesta realizada se contemplaron dos materiales diferentes, pero ejerciendo las mismas presiones, los materiales seleccionados fueron para el orillo o base de las valvas fue una aleación de Titanio que es la que se está usando para otros procedimientos quirúrgicos y para las valvas su utilizo otra aleación llamada Nitinol.

El resultado de los análisis demostró que en este material los desplazamientos son mínimos en todos los ejes, las deformaciones unitarias y los esfuerzos se concentran en la parte de sujeción de las valvas, los mayores esfuerzos se concentran en la parte de la valva que esta recargada en el arillo.

En la segunda propuesta los materiales que se utilizaron para el estudio fueron para el arillo de sujeción de valvas fue el acero inoxidable, este material es el mas utilizado para prótesis humanas en diferentes partes del cuerpo, para las valvas se utilizó el polimetacrilato de metilo este material es un polímero fue el único polímero utilizado en estos diseños generado.

Los desplazamientos en este estudio de la misma manera fueron muy pequeños y se presentaron en la parte superior de las valvas, las deformaciones unitarias se presentaron en la parte de fijación de las valvas, pero fueron muy pequeñas, los esfuerzos se concentraron en la parte de fijación de valvas como en los casos anteriores, los mínimos esfuerzos se presentaron en el arillo de fijación, esto se debió al material ya que el material es más resistente.

En general los tres diseños analizados cumplen satisfactoriamente con los requerimientos mecánicos, ya que ninguno tuvo un desplazamiento considerable estos desplazamientos se presentaron en la parte superior de las valvas y en el arillo de fijación no tuvo ningún desplazamiento verificando con este que la presión no movería el arillo de su lugar.

Los esfuerzos en los tres casos ninguno fue crítico todos los resultados fueron muy débiles de lo permisible teniendo un grado de factor de seguridad muy amplio en todos los casos de estudio ya que ninguno llega a la cuarta parte del esfuerzo permisible, llegando a la conclusión que todos los materiales analizados tienen las características mecánicas idóneas para poder ser utilizados como productos para las prótesis de válvulas cardíacas, solo se tendrá que analizar si es factible su manufactura a pequeña y gran escala.